

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-190506

(P2001-190506A)

(43) 公開日 平成13年7月17日 (2001.7.17)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト (参考)

A 6 1 B 5/02
5/0245
5/022

A 6 1 B 5/02

A 4 C 0 1 7
3 1 0 N
3 3 7 H
3 3 8 L

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2000-7682 (P2000-7682)

(22) 出願日 平成12年1月17日 (2000.1.17)

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 小椋 敏彦

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

(72) 発明者 本田 孝

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

(74) 代理人 100085361

弁理士 池田 治幸 (外2名)

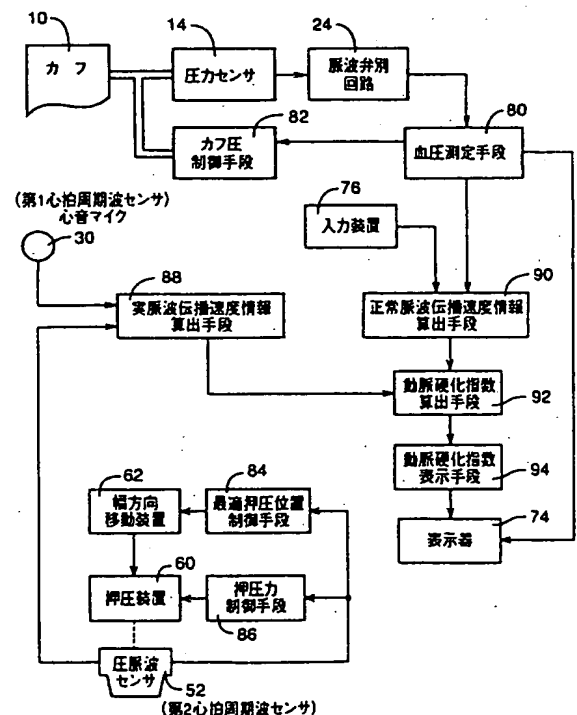
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動脈硬化評価装置

(57) 【要約】

【目的】 動脈硬化を容易に評価可能な動脈硬化評価装置を提供する。

【解決手段】 正常脈波伝播速度情報算出手段90により、生体の実際の年齢Aと血圧測定手段80によって測定された実際の最低血圧値B P_{0.1A}とを予め設定された正常脈波伝播速度算出式に代入することにより、生体が正常であるとした場合にその年齢Aおよびその最低血圧値B P_{0.1A}における正常脈波伝播速度PWV₀を算出し、実脈波伝播速度情報算出手段88により、実際に測定された脈波に基づいて実脈波伝播速度PWV₁を算出し、動脈硬化指数算出手段92により、その実脈波伝播速度PWV₁と正常脈波伝播速度PWV₀との差ΔPWV (=PWV₁-PWV₀)を動脈硬化指数I₁として算出する。実脈波伝播速度PWV₁は、その生体について動脈硬化が進んでいるほど正常脈波伝播速度PWV₀から離れた値となるので、実脈波伝播速度PWV₁と正常脈波伝播速度PWV₀との差ΔPWVとして算出される動脈硬化指数I₁により、慣れない人であっても、動脈硬化を容易に評価することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の動脈の硬さを評価する動脈硬化評価装置であって、

前記生体の血圧値を測定する血圧測定手段と、
血圧値および年齢と正常脈波伝播速度情報との間の予め設定された正常脈波伝播速度情報算出式を用い、前記生体の実際の年齢および前記血圧測定手段により実際に測定される血圧値に基づいて、前記生体が正常であるとした場合に該生体内を脈波が伝播する脈波伝播速度に関連する正常脈波伝播速度情報を算出する正常脈波伝播速度情報算出手段と、

前記生体の所定部位に装着されて第 1 心拍同期波を検出する第 1 心拍同期波センサと、

該第 1 心拍同期波センサとは異なる部位に装着されて第 2 心拍同期波を検出する第 2 心拍同期波センサと、

前記第 1 心拍同期波センサにより第 1 心拍同期波の周期毎に発生する所定部位が検出された時間と、前記第 2 心拍同期波センサにより第 2 心拍同期波の周期毎に発生する所定部位が検出された時間との時間差から、実際に測定された脈波に基づく実脈波伝播速度情報を算出する実脈波伝播速度情報算出手段と、

前記正常脈波伝播速度情報算出手段により算出された正常脈波伝播速度情報と、前記実脈波伝播速度情報算出手段により算出された実脈波伝播速度情報との比較に基づいて前記生体の動脈硬化指数を算出する動脈硬化指数算出手段とを、含むことを特徴とする動脈硬化評価装置。

【請求項 2】 生体の動脈の硬さを評価する動脈硬化評価装置であって、

前記生体の血圧値を測定する血圧測定手段と、
血圧値および年齢と正常脈波伝播速度情報との間の予め設定された正常脈波伝播速度情報算出式を用い、前記生体の実際の年齢および前記血圧測定手段により実際に測定される血圧値に基づいて、前記生体が正常であるとした場合に該生体内を脈波が伝播する脈波伝播速度に関連する正常脈波伝播速度情報を算出する正常脈波伝播速度情報算出手段と、

前記生体の所定部位に装着されて第 1 心拍同期波を検出する第 1 心拍同期波センサと、

該第 1 心拍同期波センサとは異なる部位に装着されて第 2 心拍同期波を検出する第 2 心拍同期波センサと、

前記第 1 心拍同期波センサにより第 1 心拍同期波の周期毎に発生する所定部位が検出された時間と、前記第 2 心拍同期波センサにより第 2 心拍同期波の周期毎に発生する所定部位が検出された時間との時間差から、実際に測定された脈波に基づく実脈波伝播速度情報を算出する実脈波伝播速度情報算出手段と、

前記正常脈波伝播速度情報算出手段により算出された正常脈波伝播速度情報と、前記実脈波伝播速度情報算出手段により算出された実脈波伝播速度情報とを、一次元グラフ上に比較可能に表示する比較表示手段とを、含むこ

とを特徴とする動脈硬化評価装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体の動脈内を伝播する脈波の伝播速度に関連する脈波伝播速度情報、たとえば脈波伝播速度或いは脈波伝播時間に基づいて、生体の動脈硬化を評価する動脈硬化評価装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】心不全の経過観察や動脈硬化の診断のために、しばしば脈波伝播速度情報が測定される。動脈硬化度が脈波伝播速度情報に影響を与える因子だからである。この脈波伝播速度情報は血圧値にも影響されるので、脈波伝播速度情報に基づいて動脈硬化を評価する動脈硬化評価装置は、通常、血圧を測定する血圧測定装置を備え、80 mmHg 等の所定の血圧値における脈波伝播速度情報に換算した補正脈波伝播速度情報が決定される。ここで、血圧値に対する脈波伝播速度情報の関係は複雑であることから、血圧値と脈波伝播速度情報との関係を示す実験値を模式化した関係（たとえば一次式）に基づいて補正脈波伝播速度情報が決定される。しかし、脈波伝播速度情報は年齢にも依存することから、年齢と脈波伝播速度情報との二次元図表内において、予め表示された基準脈波伝播速度情報を示す基準線と実際に測定された脈波伝播速度情報とが対比されることにより動脈硬化の診断が行なわれ、投薬の効果や、運動療法の効果が判断される。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上記のように二次元図表内において表示された実測値と基準線との対比は、慣れない者にとっては不明確であるため、脈波伝播速度情報がどの程度の値であれば動脈の硬さが正常であるのかを判断することは困難であり、動脈硬化度を定量的に或いは絶対的に評価することが困難であり、経時的変化（相対的変化）を評価するに留まっていた。

【0004】本発明は以上のような事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、動脈硬化を容易に評価可能な動脈硬化評価装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための第 1 の手段】上記目的を達成するための第 1 発明の要旨とするところは、生体の動脈の硬さを評価する動脈硬化評価装置であって、(a) 前記生体の血圧値を測定する血圧測定手段と、(b) 血圧値および年齢と正常脈波伝播速度情報との間の予め設定された正常脈波伝播速度情報算出式を用い、前記生体の実際の年齢および前記血圧測定手段により実際に測定される血圧値に基づいて、前記生体が正常であるとした場合にその生体内を脈波が伝播する脈波伝播速度に関連する正常脈波伝播速度情報を算出する正常脈波伝播速度情報算出

手段と、(c) 前記生体の所定部位に装着されて第 1 心拍同期波を検出する第 1 心拍同期波センサと、(d) その第 1 心拍同期波センサとは異なる部位に装着されて第 2 心拍同期波を検出する第 2 心拍同期波センサと、(e) 前記第 1 心拍同期波センサにより第 1 心拍同期波の周期毎に発生する所定部位が検出された時間と、前記第 2 心拍同期波センサにより第 2 心拍同期波の周期毎に発生する所定部位が検出された時間との時間差から、実際に測定された脈波に基づく実脈波伝播速度情報を算出する実脈波伝播速度情報算出手段と、(f) 前記正常脈波伝播速度情報算出手段により算出された正常脈波伝播速度情報と、前記実脈波伝播速度情報算出手段により算出された実脈波伝播速度情報との比較に基づいて前記生体の動脈硬化指数を算出する動脈硬化指数算出手段とを、含むことにある。

【0006】

【第 1 発明の効果】このようにすれば、正常脈波伝播速度情報算出手段により、生体の実際の年齢と血圧測定手段によって測定された実際の血圧値とに基づいて、生体が正常であるとした場合にその年齢およびその血圧値における正常脈波伝播速度情報が算出され、実脈波伝播速度情報算出手段により、実際に測定された脈波に基づいて実脈波伝播速度情報が算出され、動脈硬化指数算出手段により、その正常脈波伝播速度情報と実脈波伝播速度情報との比較に基づいて前記生体の動脈硬化指数が算出される。実脈波伝播速度情報算出手段により、実際に測定された脈波に基づいて算出される実脈波伝播速度情報は、その生体について動脈硬化が進んでいるほど正常脈波伝播速度情報算出手段により算出される正常脈波伝播速度情報から離れた値となるので、正常脈波伝播速度情報と実脈波伝播速度情報との比較に基づいて算出される動脈硬化指数により、慣れない人であっても、動脈硬化を容易に評価することができる。

【0007】

【第 1 発明の他の態様】ここで、好適には、前記動脈硬化評価装置は、前記動脈硬化指数算出手段により算出された動脈硬化指数を一次元グラフ上に表示させる動脈硬化指数表示手段をさらに含むものである。このようにすれば、二次元図表において実際に測定された脈波伝播速度情報と基準線とを対比するよりも、容易に動脈硬化を評価することができる。

【0008】

【課題を解決するための第 2 の手段】上記目的を達成するための第 2 発明の要旨とするところは、生体の動脈の硬さを評価する動脈硬化評価装置であって、(a) 前記生体の血圧値を測定する血圧測定手段と、(b) 血圧値および年齢と正常脈波伝播速度情報との間の予め設定された正常脈波伝播速度情報算出式を用い、前記生体の実際の年齢および前記血圧測定手段により実際に測定される血圧値に基づいて、前記生体が正常であるとした場合にそ

の生体内を脈波が伝播する脈波伝播速度に関連する正常脈波伝播速度情報を算出する正常脈波伝播速度情報算出手段と、(c) 前記生体の所定部位に装着されて第 1 心拍同期波を検出する第 1 心拍同期波センサと、(d) その第 1 心拍同期波センサとは異なる部位に装着されて第 2 心拍同期波を検出する第 2 心拍同期波センサと、(e) 前記第 1 心拍同期波センサにより第 1 心拍同期波の周期毎に発生する所定部位が検出された時間と、前記第 2 心拍同期波センサにより第 2 心拍同期波の周期毎に発生する所定部位が検出された時間との時間差から、実際に測定された脈波に基づく実脈波伝播速度情報を算出する実脈波伝播速度情報算出手段と、(f) 前記正常脈波伝播速度情報算出手段により算出された正常脈波伝播速度情報と、前記実脈波伝播速度情報算出手段により算出された実脈波伝播速度情報とを、一次元グラフ上に比較可能に表示する比較表示手段とを、含むことにある。

【0009】

【第 2 発明の効果】このようにすれば、正常脈波伝播速度情報算出手段により、生体の実際の年齢と血圧測定手段によって測定された実際の血圧値とに基づいて、生体が正常であるとした場合にその年齢およびその血圧値における正常脈波伝播速度情報が算出され、実脈波伝播速度情報算出手段により、実際に測定された脈波に基づいて実脈波伝播速度情報が算出され、比較表示手段により、その正常脈波伝播速度情報と実脈波伝播速度情報とが、一次元グラフ上に比較可能に表示される。実脈波伝播速度情報算出手段により、実際に測定された脈波に基づいて算出される実脈波伝播速度情報は、その生体について動脈硬化が進んでいるほど正常脈波伝播速度情報算出手段により算出される正常脈波伝播速度情報から離れた値となるので、正常脈波伝播速度情報と実脈波伝播速度情報とが比較可能に一次元グラフ上に表示されることにより、慣れない人であっても、動脈硬化を容易に評価することができる。

【0010】

【発明の好適な実施の形態】以下、本発明の一実施例を図面に基いて詳細に説明する。図 1 は、本発明が適用された動脈硬化評価装置 8 の構成を説明するブロック図である。

【0011】図 1 において、動脈硬化評価装置 8 は、ゴム製袋を布製带状袋内に有してたとえば患者の上腕部 12 に巻回されるカフ 10 と、このカフ 10 に配管 20 を介してそれぞれ接続された圧力センサ 14、切換弁 16、および空気ポンプ 18 とを備えている。この切換弁 16 は、カフ 10 内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ 10 内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ 10 内を急速に排圧する急速排圧状態の 3 つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0012】圧力センサ 14 は、カフ 10 内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号 SP を静圧弁別回路 22

10

20

30

40

50

および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備え、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力すなわちカフ圧 P_c を表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して演算制御装置28へ供給する。

【0013】上記脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SPの振動成分である脈波信号 SM_1 を周波数的に弁別してその脈波信号 SM_1 をA/D変換器29を介して演算制御装置28へ供給する。この脈波信号 SM_1 は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波すなわちカフ脈波である。

【0014】本実施例において第1心拍同期波センサとして機能する心音マイク30は、生体の胸部表皮上の所定部位に装着されて、心音を表す心音信号(すなわち第1心拍同期波信号)SHを検出して出力する。心音マイク30から出力された心音信号SHは、A/D変換器32を介して前記演算制御装置28へ供給される。上記心音信号SHが表す心音は、生体の心拍に同期して発生する心拍同期波である。

【0015】圧脈波検出プローブ34は、図2に示すように、生体の頸36に装着バンド38により装着され、図3に詳しく示すように、容器状を成すセンサハウジング40を収容するケース42と、このセンサハウジング40を頸動脈44の幅方向に移動させるためにそのセンサハウジング40に螺合され且つケース42内に設けられた図示しないモータによって回転駆動されるねじ軸46とを備えている。この圧脈波検出プローブ34は、前記装着バンド38により、センサハウジング40の開口端が生体の頸36の体表面48に対向する状態で取り付けられている。

【0016】上記センサハウジング40の内部には、ダイヤフラム50を介して本実施例において第2心拍同期波センサとして機能する圧脈波センサ52が相対移動可能かつセンサハウジング40の開口端からの突き出し可能に設けられており、これらセンサハウジング40およびダイヤフラム50等によって圧力室54が形成されている。この圧力室54内には、図1に示すように、空気ポンプ56から調圧弁58を経て圧力空気が供給されるようになっており、これにより、圧脈波センサ52は圧力室54内の圧力(Pa)に応じた押圧力で前記体表面48に押圧される。

【0017】上記センサハウジング40およびダイヤフラム50は、圧脈波センサ52を頸動脈44に向かって押圧する押圧装置60を構成しており、上記ねじ軸46および図示しないモータは、圧脈波センサ52が押圧される押圧位置をその頸動脈44の幅方向に移動させて変更する押圧位置変更装置すなわち幅方向移動装置62を構成している。

【0018】上記圧脈波センサ52の押圧面64には、

多数の半導体感圧素子(以下、感圧素子という)Eが、頸動脈44の幅方向すなわちねじ軸46と平行な圧脈波センサ52の移動方向において、その頸動脈44の直径よりも長くなるように、且つ一定の間隔で配列されており、たとえば、図4に示すように、配列間隔が0.6mm程度とされた15個の感圧素子E(a)、E(b)、…E(o)が配列されている。

【0019】このように構成された圧脈波検出プローブ34が、頸36の体表面48の頸動脈44上に押圧されることにより、各感圧素子Eには、頸動脈44から発生して体表面48に伝達される心拍同期波すなわち圧脈波が検出され、その圧脈波を表す圧脈波信号 SM_2 がA/D変換器66を介して前記演算制御装置28へ供給される。図5は、圧脈波センサ52により逐次検出される圧脈波信号 SM_2 の一例を示している。

【0020】演算制御装置28は、CPU68、ROM70、RAM72、および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU68は、ROM70に予め記憶されたプログラムに従ってRAM72の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して切換弁16および空気ポンプ18を制御し、また、空気ポンプ56および調圧弁58へ図示しない駆動回路を介して駆動信号を出力して圧力室54内の圧力を調節する。さらに、静圧弁別回路22から供給されるカフ圧信号SKおよび脈波弁別回路24から供給される脈波信号 SM_1 に基づいて生体の血圧値BPを決定し、心音マイク30から供給される心音信号SHおよび圧脈波センサ52から供給される圧脈波信号 SM_2 に基づいて脈波伝播速度情報の算出等を実行し、その血圧値BPおよび脈波伝播速度情報等を表示器74に表示する。

【0021】入力装置76は、患者の年齢が入力されるための図示しない入力キーを備え、その入力された患者の年齢Aを表す信号を前記演算制御装置28へ出力する。

【0022】図6は、上記動脈硬化評価装置8における演算制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。血圧測定手段80は、カフ圧制御手段82によってたとえば生体の上腕に巻回されたカフ10の圧迫圧力を所定の目標圧力値 P_{set} (たとえば、180mmHg程度の圧力値)まで急速昇圧させた後に3mmHg/sec程度の速度で徐速降圧させる徐速降圧期間内において、順次採取される脈波信号 SM_1 が表す脈波の振幅の変化に基づきよく知られたオシロメトリック法を用いて最高血圧値 BP_{sys} 、平均血圧値 BP_{mean} 、および最低血圧値 BP_{dia} などを決定し、その決定した最高血圧値 BP_{sys} 、平均血圧値 BP_{mean} 、および最低血圧値 BP_{dia} などを表示器74に表示させる。

【0023】最適押圧位置制御手段84は、初回の装着時など、押圧面64に配列された感圧素子Eのうちの最

10

20

30

40

50

大脈圧 P_{max} を検出する感圧素子 E すなわち最大脈圧検出素子 E の配列位置が、配列の端を基準として、それから所定数または所定距離内側までに位置するものであることを条件とする押圧位置更新条件が成立した場合には、以下の押圧位置更新作動を実行する。すなわち、押圧位置更新作動は、圧脈波センサ52を体表面48から一旦離隔させるとともに、幅方向移動装置62により押圧装置60および圧脈波センサ52を所定距離移動させた後、押圧装置60により圧脈波センサ52を比較的小さい予め設定された第1押圧力 HDP_1 で押圧させ、その状態で再び上記押圧位置更新条件が成立するか否かを判断し、押圧位置更新条件が成立しなくなるまで、より好ましくは、最大脈圧検出素子 E が配列位置の略中央に位置するまで上記の作動および判断を実行する。なお、上記脈圧 P_0 とは、図5にも示すように、一拍毎の圧脈波のピーク b における圧力と立ち上がり点 a （または最小点）における圧力との差である。また、上記押圧位置更新条件における配列の端からの所定数または所定距離は、圧脈波センサ52により押圧される動脈（本実施例では頸動脈44）の直径に基づいて決定され、たとえば、その直径の $1/4$ に設定される。

【0024】押圧力制御手段86は、圧脈波センサ52が最適押圧位置制御手段84により最適押圧位置に位置させられた後、押圧装置60による圧脈波センサ52の押圧力 HDP を連続的に変化させ、その変化過程で得た圧脈波に基づいて最適押圧力 HDP_0 を決定し、圧脈波センサ52をその最適押圧力 HDP_0 にて押圧させる。ここで、最適押圧力 HDP_0 とは、たとえば、最大脈圧検出素子 E により検出される脈圧 P_0 が予め設定された最低脈圧 P_L 以上となる押圧力 HDP であり、この最低脈圧 P_L は、脈圧 P_0 が小さすぎると圧脈波が不明瞭になり、脈波伝播速度情報を算出するための基準点の決定精度が低下することから、実験に基づいて、圧脈波が明確に検出できる大きさに設定される。

【0025】実脈波伝播速度情報算出手段88は、上記押圧力制御手段86により圧脈波センサ52の押圧力 HDP が最適押圧力 HDP_0 に維持されている状態において、心音マイク30により逐次検出される心音信号 SH と、圧脈波センサ52に配設された複数の感圧素子 E により逐次検出される複数の圧脈波信号 SM_i のうちのひとつを用いて、心音信号 SH が表す心音波形の周期的に繰り返す所定部位が検出された時間と、圧脈波信号 SM_i が表す圧脈波の周期的に繰り返す所定部位が検出された時間との時間差（実脈波伝播時間） $DT_{i,c}$ (msec)を算出する実脈波伝播時間算出手段を備えており、たとえば、その実脈波伝播時間算出手段は、第2心音IIの立ち上がりが検出された時間と前記最大脈圧検出素子 E により圧脈波のノッチが検出された時間との時間差（実脈波伝播時間） $DT_{i,c}$ を算出する。ここで、上記ノッチとは、図5にも示すように、圧脈波のピーク b 以降におけ

る極小値であり、切痕ともいう。このノッチは、大動脈弁の閉鎖によるものであることから、大動脈弁の閉鎖時に発生する心音である第2心音IIに対応する。さらに、実脈波伝播速度情報算出手段88は、その実脈波伝播時間算出手段により実際の心拍同期波に基づいて算出される実脈波伝播時間 $DT_{i,c}$ から、予め記憶される式1を用いて、被測定者の動脈内を脈波が実際に伝播する実脈波伝播速度 $PWV_{i,c}$ (m/sec)を算出する。尚、式1において、 L (m)は心音マイク30が装着される部位から圧脈波センサ52が装着される部位までの距離であり、予め実験に基づいて求められた一定値が用いられる。

$$【0026】(式1) \quad PWV_{i,c} = L / DT_{i,c}$$

【0027】また、上記実脈波伝播速度情報算出手段88により算出された実脈波伝播速度情報は、後述する動脈硬化指数算出手段92において、前記血圧測定手段80により測定された血圧値 BP に基づいて算出される正常脈波伝播速度情報と比較されることから、上記心音信号 SH および圧脈波信号 SM_i は、前記血圧測定手段80による測定された血圧値 BP がそれほど変化しない期間、たとえば、その血圧測定の直前、直後等に検出されることが好ましい。

【0028】正常脈波伝播速度情報算出手段90は、血圧値 BP および年齢 A と正常脈波伝播速度情報との間の予め設定された正常脈波伝播速度情報算出式を用い、入力装置76から入力される年齢 A 、および血圧測定手段80により実際に測定される生体の血圧値 BP とに基づいて、生体が正常であるとした場合に生体内を脈波が伝播する脈波伝播速度に関連する正常脈波伝播速度情報を算出する。ここで、生体が正常であるとは、生体が健康者であること、すなわち、生体の動脈硬化の程度が年齢相応で標準的であるということである。式2は、正常脈波伝播速度情報として正常脈波伝播速度 $PWV_{n,c}$ が用いられ、血圧値 BP として最低血圧値 $BP_{0,1A}$ が用いられた場合の正常脈波伝播速度算出式の一例である。

【0029】

$$(式2) \quad PWV_{n,c} = \alpha \times A + \beta \times BP_{0,1A} + \theta$$

なお、この式2は、生体の血圧値 BP が高いほど脈波伝播速度 PWV が速いこと、および年齢 A が高いほど一般的に脈波伝播速度 PWV が速いという事実に基づいて正常脈波伝播速度 $PWV_{n,c}$ を年齢 A および血圧値 BP の線型結合により表したものである。式2において α 、 β 、 θ は定数であって、広い範囲の年齢層にわたる正常な多数の生体について、年齢 A および血圧値 BP と実際の脈波に基づく実脈波伝播速度 $PWV_{i,c}$ との関係を求め、その多数の関係から統計的に決定される値、たとえば線型近似係数或いは回帰係数であり、たとえば、 $\alpha = 9.456$ 、 $\beta = 3.43$ 、 $\theta = 19.72$ が用いられる。

【0030】動脈硬化指数算出手段92は、正常脈波伝播速度情報算出手段90により算出された正常脈波伝播速度情報と、実脈波伝播速度情報算出手段88により算

10

20

30

40

50

出された実脈波伝播速度情報との比較に基づいて、生体の動脈硬化指数 I_1 を算出する。動脈硬化指数 I_1 とは、動脈が正常である場合の脈波伝播速度情報を表す正常脈波伝播速度情報に対して実際の脈波に基づく実脈波伝播速度情報がどれほど異なっているかを表すもの、言い換えれば、正常脈波伝播速度情報を基準値或いは正常値とした場合の実脈波伝播速度情報の基準値からのずれを表すものであればよく、正常脈波伝播速度情報として正常脈波伝播速度 $PWV_{..}$ 、実脈波伝播速度情報として実脈波伝播速度 $PWV_{..}$ を例として説明すると、たとえば、実脈波伝播速度 $PWV_{..}$ と正常脈波伝播速度 $PWV_{..}$ との差 $\Delta PWV (=PWV_{..} - PWV_{..})$ や、正常脈波伝播速度 $PWV_{..}$ に対する実脈波伝播速度 $PWV_{..}$ の比 $(PWV_{..} / PWV_{..})$ 、上記差 ΔPWV を正常脈波伝播速度 $PWV_{..}$ で割った値 $(\Delta PWV / PWV_{..})$ 等を用いることができる。この動脈硬化指数 I_1 は、正常脈波伝播速度情報を基準値として、その基準値と実際の脈波伝播速度情報とを比較した値であることから、経時変化等の相対的な評価でなく動脈硬化の絶対的な（定量的な）評価が可能である。

【0031】動脈硬化指数表示手段 94 は、上記動脈硬化指数算出手段 92 により算出された動脈硬化指数 I_1 を、表示器 74 の二次元グラフ上に表示させる。図 7 は、動脈硬化指数表示手段 94 により表示される二次元グラフ 96 の一例を示す図であり、動脈硬化指数軸 98 の中央に位置する中央点 O は、前記実脈波伝播速度情報が前記正常脈波伝播速度情報と一致する場合の動脈硬化指数 I_1 すなわち動脈の硬さが正常である場合の動脈硬化指数 I_1 であり、印 100 は前記動脈硬化指数算出手段 92 により算出される動脈硬化指数 I_1 を示している。このように二次元グラフ 96 上に中央点 O および実際の動脈硬化指数 I_1 を表す印 100 が表示されると、印 100 が中央点 O からどの程度離れているかを判断することにより、動脈硬化を絶対的に評価することができる。

【0032】図 8 は、図 6 の機能ブロック線図に示した演算制御装置 28 の制御作動をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。

【0033】図 8 において、ステップ SA1（以下、ステップを省略する。）では、入力装置 76 から被測定者の年齢 A を表す信号が供給されたか否かが判断される。この SA1 の判断が否定された場合は、SA1 が繰り返し実行されるが、肯定された場合は、続く押圧力制御手段 86 に対応する SA2 において、押圧装置 60 により圧力室 54 内の圧力が制御されることにより、圧脈波センサ 52 の押圧力 HDP が予め設定された第 1 押圧力 HDP_1 とされる。上記第 1 押圧力 HDP_1 は、各感圧素子 E からの圧脈波信号 SM_2 に基づいて脈圧 P_1 がそれぞれ決定できる程度の大きさとして、予め実験に基づいて決定されている。

【0034】続いて最適押圧位置制御手段 84 に対応する SA3 乃至 SA4 が実行される。まず、SA3 では、押圧面 64 に配列された感圧素子 E のうち最大圧検出素子 E_1 の配列位置が、配列の端から所定数または所定距離内側までに位置するものであるかを条件とする押圧位置更新条件（APS 起動条件）が成立したか否かが判断される。この判断が否定された場合には、後述する SA5 以降が実行される。

【0035】一方、SA3 の判断が肯定された場合、すなわち、圧脈波センサ 52 の頸動脈 44 に対する装着位置が不適切である場合には、続く SA4 において、APS 制御ルーチンが実行される。この APS 制御ルーチンは、最大脈圧検出素子 E_1 が感圧素子 E の配列の略中央位置となる最適押圧位置を決定するため、圧脈波センサ 52 を一旦体表 48 から離隔させ、幅方向移動装置 62 により押圧装置 60 および圧脈波センサ 52 を所定距離移動させた後、押圧装置 60 により圧脈波センサ 52 を再び前記第 1 押圧力 HDP_1 で押圧させ、その状態における最大脈圧検出素子 E_1 が配列略中央位置にある感圧素子 E であるか否かが判断され、この判断が肯定されるまで上記作動が繰り返し実行される。

【0036】上記 SA4 において圧脈波センサ 52 の押圧位置が最適押圧位置に制御されると、続く SA5 では、その状態における最大脈圧検出素子 E_1 が決定され、続いて押圧力制御手段 86 に対応する SA6 において、 HDP 制御ルーチンが実行される。この HDP 制御ルーチンは、押圧装置 60 により圧脈波センサ 52 の押圧力 HDP が前記第 1 押圧力 HDP_1 から連続的に増加させられ、その押圧力増加過程で、前記 SA5 で決定された最大脈圧検出素子 E_1 から検出される圧脈波の脈圧 P_1 が予め設定された最適脈圧 P_1 以上となったか否かに基づいて最適押圧力 HDP_0 が決定され、圧脈波センサ 52 の押圧力 HDP がその決定された最適押圧力 HDP_0 にて維持される。

【0037】続く実脈波伝播速度情報算出手段 88 に対応する SA7 では、図 9 に詳しく示す実脈波伝播速度算出ルーチンが実行されることにより、実脈波伝播速度 $PWV_{..}$ が算出される。

【0038】その図 9 に示す実脈波伝播速度算出ルーチンでは、まず、SB1 において、心音マイク 30 から供給される心音信号 SH および圧脈波センサ 52 の最大脈圧検出素子 E_1 から供給される圧脈波信号 SM_2 が読み込まれる。

【0039】続く SB2 では、心音信号 SH および圧脈波信号 SM_2 が一拍分読み込まれたか否かが、たとえば、圧脈波の立ち上がり点が検出されたか否かに基づいて判断される。この SB2 の判断が否定された場合は、前記 SB1 が実行されて心音信号 SH および圧脈波信号 SM_2 がさらに読み込まれる。

【0040】しかし、上記 SB2 の判断が肯定された場

合は、続くSB3において、上記SB1で読み込まれた心音信号SHに基づいて、第2心音IIの立ち上がり点が検出された時間が決定され、続くSB4では、上記SB1で読み込まれた圧脈波信号SM₂に基づいて頸動脈波のノッチが検出された時間が決定され、続くSB5では、上記SB3で決定された第2心音IIの立ち上がり時点と、上記SB4で決定されたノッチ発生時点との時間差から実脈波伝播時間DT_{..}が算出される。図10は、上記SB5において算出される実脈波伝播時間DT_{..}を示している。

【0041】さらに、続くSB6では、上記SB5で算出された実脈波伝播時間DT_{..}が、前記式1に代入されることにより実脈波伝播速度PWV_{..}が算出される。

【0042】前記SA7において実脈波伝播速度PWVが算出されると、次いで、前記カフ圧制御手段82に対応するSA8およびSA9が実行され、切換弁16が圧力供給状態に切り換えられ且つ空気ポンプ18が駆動されることにより、血圧測定のためにカフ10の急速昇圧が開始されるとともに、カフ圧P_cが180mmHg程度に予め設定された目標圧迫圧P_{cut}以上となったか否かが判断される。このSA9の判断が否定された場合は、上記SA8以下が繰り返し実行されることによりカフ圧P_cの上昇が継続される。

【0043】しかし、カフ圧P_cの上昇により上記SA9の判断が肯定されると、前記血圧測定手段80に対応するSA10において、血圧測定アルゴリズムが実行される。すなわち、空気ポンプ18を停止させ且つ切換弁16を徐速排圧状態に切り換えてカフ10内の圧力を予め定められた3mmHg/sec程度の緩やかな速度で下降させることにより、この徐速降圧過程で逐次得られる脈波信号SM₁が表す脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高血圧値BP_{sys}、平均血圧値BP_{mean}、および最低血圧値BP_{dia}が測定されるとともに、脈波間隔に基づいて脈拍数などが決定されるのである。そして、その測定された血圧値BPおよび脈拍数などが表示器74に表示されるとともに、切換弁16が急速排圧状態に切り換えられてカフ10内が急速に排圧される。

【0044】続く正常脈波伝播速度情報算出手段90に対応するSA11では、前記SA10で測定された最低血圧値BP_{dia}および前記SA1で供給された生体の年齢Aとが、前記式2に代入されることにより、正常脈波伝播速度PWV_{..}が算出される。

【0045】続く動脈硬化指数算出手段92に対応するSA12では、前記SA7で算出された実脈波伝播速度PWV_{..}と上記SA11で算出された正常脈波伝播速度PWV_{..}との差ΔPWV(=PWV_{..}-PWV_{..})が動脈硬化指数I_{..}として算出される。なお、生体の動脈が硬い場合には、SA7で算出された実脈波伝播速度PWV_{..}は、SA11で算出された正常脈波伝播速度PWV

よりも速くなるので、上記差ΔPWVは正の値となり、動脈硬化が進行しているほどその差ΔPWVは大きくなる。続く動脈硬化指数表示手段94に対応するSA13では、上記SA12で算出された動脈硬化指数I_{..}が、たとえば、図7に示すように表示器74に表示される。

【0046】上述のように、本実施例によれば、正常脈波伝播速度情報算出手段90(SA11)により、生体の実際の年齢Aと血圧測定手段80(SA10)によって測定された実際の最低血圧値BP_{dia}とが前記式2に代入されることにより、生体が正常であるとした場合にその年齢Aおよびその最低血圧値BP_{dia}における正常脈波伝播速度PWV_{..}が算出され、実脈波伝播速度情報算出手段88(SA7)により、実際に測定された脈波に基づいて実脈波伝播速度PWV_{..}が算出され、動脈硬化指数算出手段92(SA12)により、その実脈波伝播速度PWV_{..}と正常脈波伝播速度PWV_{..}との差ΔPWV(=PWV_{..}-PWV_{..})が動脈硬化指数I_{..}として算出される。実脈波伝播速度情報算出手段88(SA7)により、実際に測定された脈波に基づいて算出される実脈波伝播速度PWV_{..}は、その生体について動脈硬化が進んでいるほど正常脈波伝播速度情報算出手段90(SA11)により算出される正常脈波伝播速度PWV_{..}から離れた値となるので、実脈波伝播速度PWV_{..}と正常脈波伝播速度PWV_{..}との差ΔPWVとして算出される動脈硬化指数I_{..}により、慣れない人であっても、動脈硬化を容易に評価することができる。

【0047】また、本実施例の動脈硬化評価装置8は、動脈硬化指数算出手段92(SA12)により算出された動脈硬化指数I_{..}を一次元グラフ96上に表示させる動脈硬化指数表示手段94(SA13)をさらに含むので、二次元図表において実際に測定された脈波伝播速度情報と基準線とを対比するよりも、容易に動脈硬化を評価することができる。

【0048】次に、本発明の他の実施例を説明する。なお、以下の実施例において前述の実施例と共通する部分は同一の符号を付して詳細な説明を省略する。

【0049】図11は、前述の実施例とは別の実施例における動脈硬化評価装置の要部を説明する機能ブロック線図である。本実施例の動脈硬化評価装置では、装置の機構および回路構成は前述の図1の実施例と共通するが、演算制御装置28における制御作動が相違する。以下、その相違点を説明する。

【0050】図11の機能ブロック線図は、前述の実施例の図6の機能ブロック線図の動脈硬化指数算出手段92および動脈硬化指数表示手段94に代えて、比較表示手段102が設けられている点のみが相違する。

【0051】その比較表示手段102は、前記実脈波伝播速度情報算出手段88により算出された実脈波伝播速度情報と、前記正常脈波伝播速度情報算出手段90によ

10

20

30

40

50

り算出された正常脈波伝播速度情報とを、一次元グラフ上に比較可能に表示する。図12は、実脈波伝播速度情報として実脈波伝播速度PWV_{..}が算出され、正常脈波伝播速度情報として正常脈波伝播速度PWV_{..}が算出された場合に、比較表示手段102により表示器74に表示される一次元グラフの一例を示す図である。図12のように、正常脈波伝播速度PWV_{..}よりも実脈波伝播速度PWV_{..}が速い場合は、動脈硬化が進行していると判断でき、また、正常脈波伝播速度PWV_{..}の表示位置に対する実脈波伝播速度PWV_{..}の表示位置の離れ具合により、動脈硬化に進行の程度を評価することができる。

【0052】図13は、図11の機能ブロック線図に示した演算制御装置28の制御作動をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。図13のフローチャートは、前述の実施例の図8のフローチャートのSA12およびSA13に代えて比較表示手段102に対応するSA14が設けられている点が異なるのみである。

【0053】そのSA14では、前記SA11で算出された正常脈波伝播速度PWV_{..}と、前記SA7で算出された実脈波伝播速度PWV_{..}とが、たとえば図12に示すように、表示器74の一次元グラフ上に同時に表示される。

【0054】上述のように、本実施例によれば、本実施例によれば、正常脈波伝播速度情報算出手段90（SA11）により、生体の実際の年齢Aと血圧測定手段80（SA10）によって測定された実際の最低血圧値BP_{min}とが前記式2に代入されることにより、生体が正常であるとした場合にその年齢Aおよびその最低血圧値BP_{min}における正常脈波伝播速度PWV_{..}が算出され、実脈波伝播速度情報算出手段88（SA7）により、実際に測定された脈波に基づいて実脈波伝播速度PWV_{..}が算出され、比較表示手段102（SA14）により、その正常脈波伝播速度PWV_{..}と実脈波伝播速度PWV_{..}とが、一次元グラフ上に比較可能に表示される。実脈波伝播速度情報算出手段88（SA7）により、実際に測定された脈波に基づいて算出される実脈波伝播速度PWV_{..}は、その生体について動脈硬化が進んでいるほど正常脈波伝播速度情報算出手段90（SA11）により算出される正常脈波伝播速度PWV_{..}から離れた値となるので、正常脈波伝播速度PWV_{..}と実脈波伝播速度PWV_{..}とが比較可能に一次元グラフ上に表示されることにより、慣れない人であっても、動脈硬化を容易に評価することができる。

【0055】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0056】たとえば、前述の実施例では、第2心拍同期波センサとして生体の頸36を押圧して頸動脈波を検出する圧脈波センサ52が用いられていたが、圧脈波セ

ンサ52は頸36以外の部位に装着されてその部位を押圧する形式でもよい。たとえば、手首、大腿部に装着される形式の圧脈波センサでもよい。また、上記圧脈波センサ52以外の他のセンサ、たとえば、脈拍検出等に用いられる光電脈波センサ、オキシメータ用の光電脈波検出プローブ、指に装着された電極を介してインピーダンス変化を検出するインピーダンス脈波検出装置、生体の所定部位（たとえば上腕）に装着される圧迫帯内の圧力の変動を検出する形式の圧脈波センサなどが用いられてもよい。

【0057】また、前述の実施例では、第1心拍同期波センサとして心音マイク30が用いられていたが、生体に装着される複数の電極を通して心電誘導波形を検出する心電誘導装置が第1心拍同期波センサとして用いられてもよいし、前記第2心拍同期波センサよりも上流側部位に装着されるのであれば、その第2心拍同期波センサとして用いることができるセンサ装置として例示した種々のセンサが第1心拍同期波センサとして用いられてもよい。

【0058】また、前述の実施例の図8および図13のフローチャートでは、実脈波伝播速度情報算出手段88に対応するSA7および正常脈波伝播速度情報算出手段90に対応するSA11において、実脈波伝播速度PWV_{..}および正常脈波伝播時間PWV_{..}が算出されていたが、それら実脈波伝播速度PWV_{..}および正常脈波伝播時間PWV_{..}に代えて、実脈波伝播時間DT_{..}および正常脈波伝播時間DT_{..}が算出されてもよい。

【0059】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

30 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明が適用された動脈硬化評価装置の回路構成を示すブロック図である。

【図2】図1の圧脈波検出プローブが頸に装着された状態を示す図である。

【図3】図1の圧脈波検出プローブを一部切り欠いて説明する拡大図である。

【図4】図1の圧脈波センサの押圧面に配列された感圧素子の配列状態を説明する図である。

【図5】図1の圧脈波センサの感圧素子から出力される圧脈波信号SM₂を例示する図である。

【図6】図1の動脈硬化評価装置における演算制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図7】図6の動脈硬化指数表示手段により表示器に表示される一次元グラフの一例を示す図である。

【図8】図6の機能ブロック線図に示した演算制御装置の制御作動をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。

【図9】図8のSA7の脈波伝播速度算出ルーチンを詳しく説明するフローチャートである。

【図10】図8のSB5により算出される脈波伝播時間

【符号の説明】

8 : 動脈硬化評価装置

30 : 心音マイク (第1心拍同期波センサ)

52: 圧脈波センサ (第2心拍同期波センサ)

80 : 血压測定手段

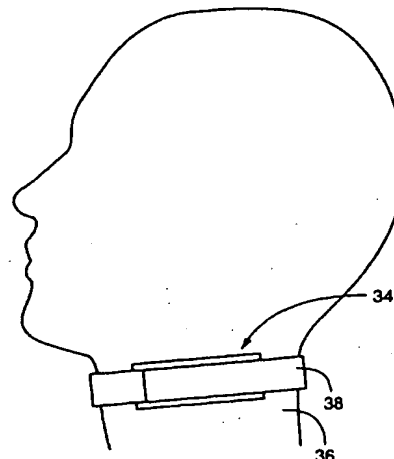
88: 実脈波伝播速度情報算出手段

90: 正常脈波伝播速度情報算出手段

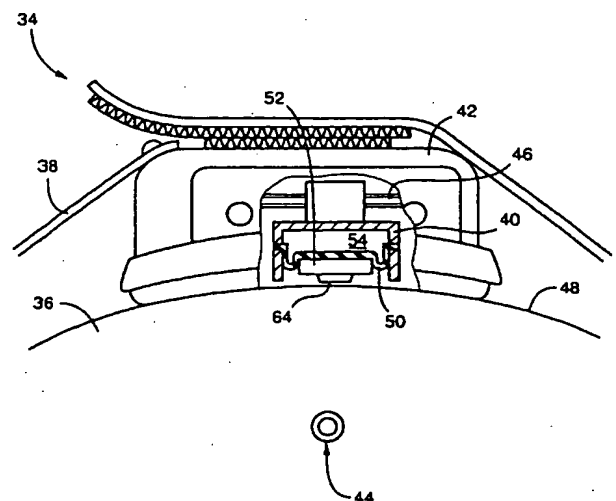
92: 動脈硬化指數算出手段

102: 比較表示手段

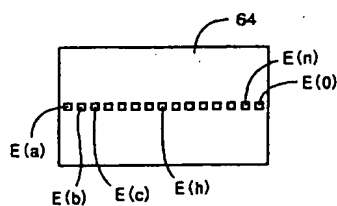
【図 2】



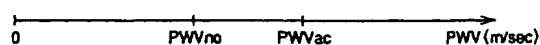
【图 3】



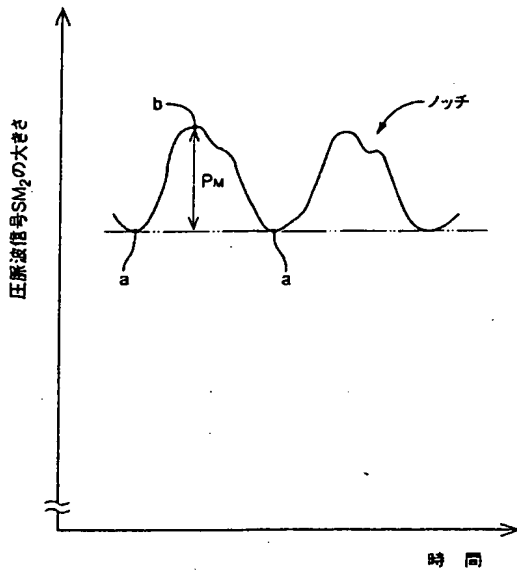
【図 4】



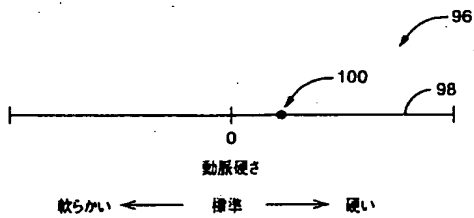
【图 12】



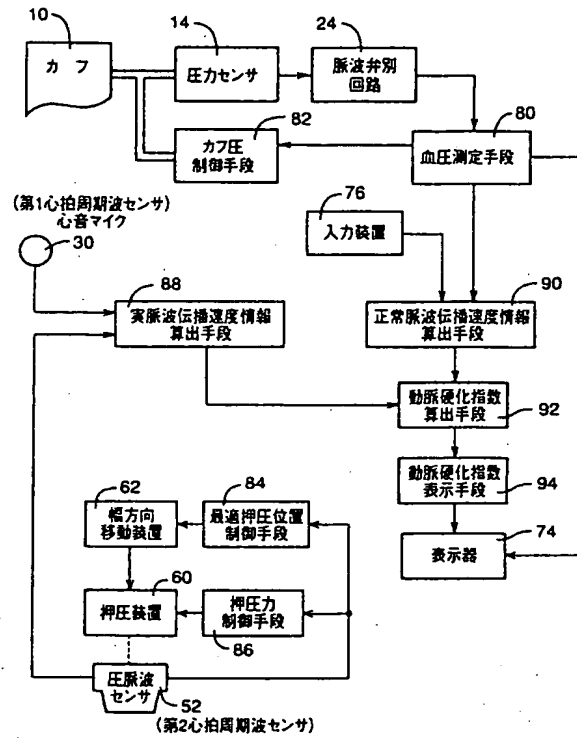
【図5】



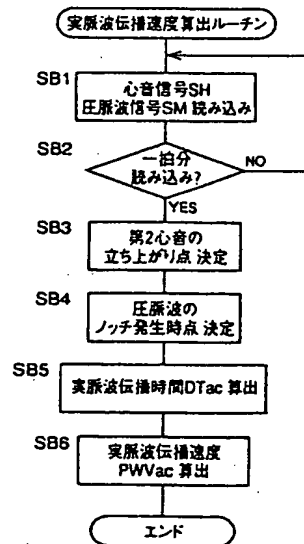
【図7】



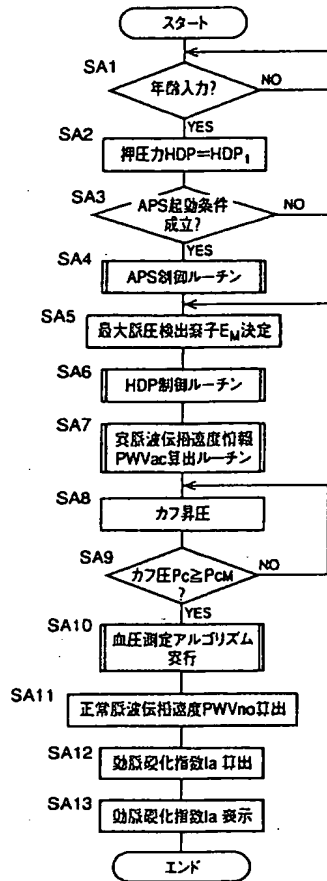
【図6】



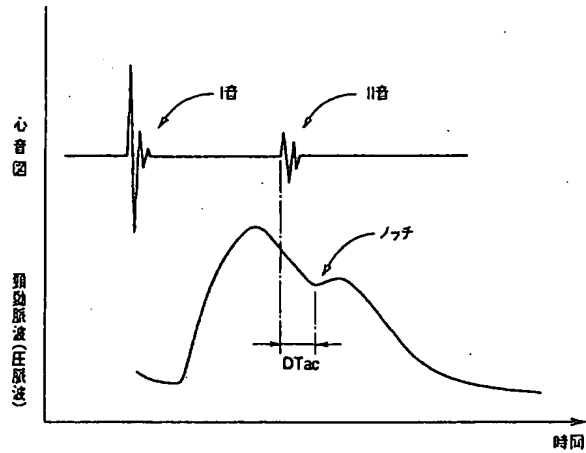
【図9】



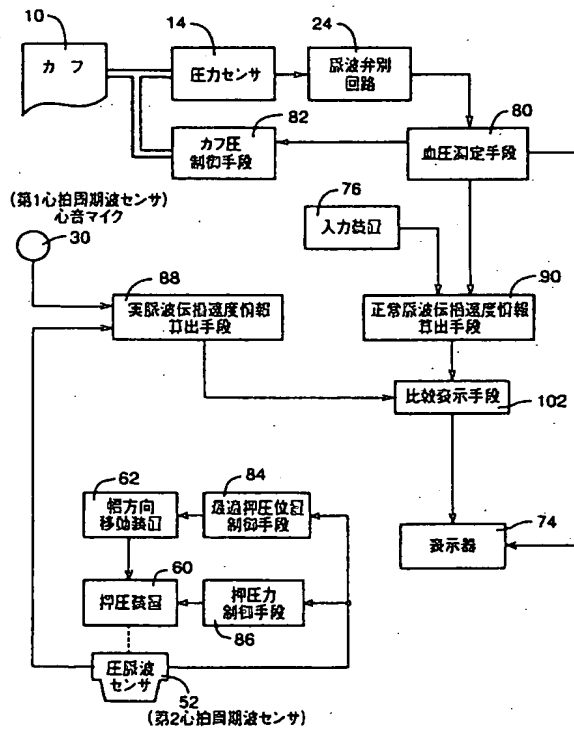
【図 8】



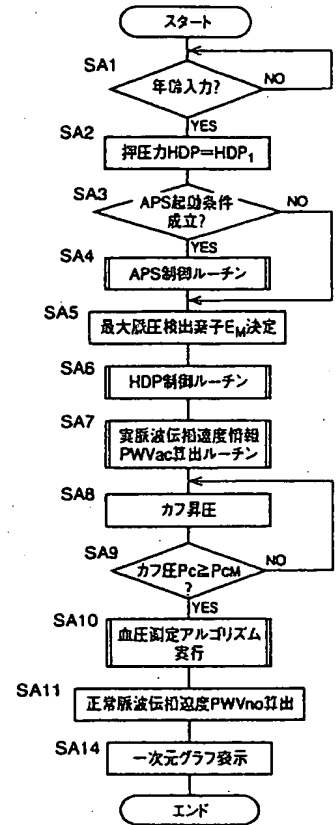
【図 10】



【図 11】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 成松 清幸
愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA02 AA07 AA08 AB02 AC03
AC35 BB04 CC02

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-190506
(43)Date of publication of application : 17.07.2001

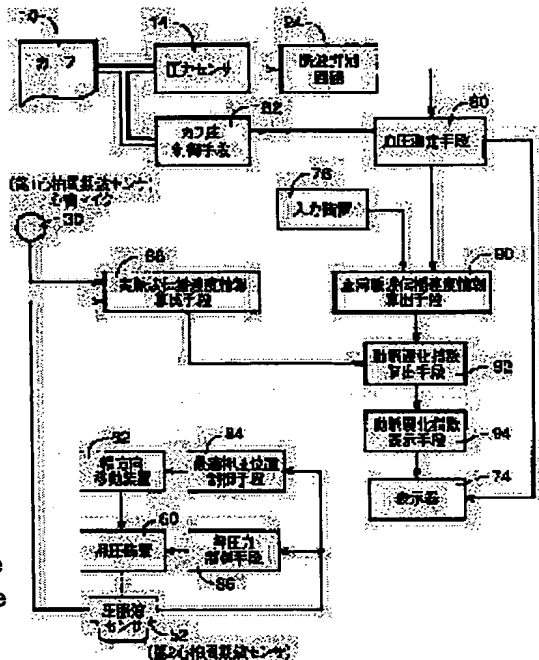
51)Int.Cl. A61B 5/02
A61B 5/0245
A61B 5/022

21)Application number : 2000-007682 (71)Applicant : NIPPON COLIN CO LTD
22)Date of filing : 17.01.2000 (72)Inventor : OGURA TOSHIHIKO
HONDA TAKASHI
NARIMATSU KIYOYUKI

54) ARTERIAL SCLEROSIS EVALUATING DEVICE

57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an arterial sclerosis evaluating device capable of easily evaluating arterial sclerosis.
SOLUTION: The actual age A of an organism and the actual lowest blood pressure value BPDIA measured by a blood pressure measuring means 80 are substituted in a preset normal pulse wave propagation speed calculating expression by a normal pulse wave propagation speed information calculating means 90 to calculate a normal pulse wave propagation speed PWVno in the age A and the lowest blood pressure value BPDIA when the organism is normal to calculate an actual pulse wave propagation speed PWVac on the basis of an actually measured pulse wave by an actual pulse wave propagation speed information calculating means 88 to calculate a difference $\Delta PWV (=PWVac - PWVno)$ between the actual pulse wave propagation speed PWVac and the normal pulse wave propagation speed PWVno as an arterial sclerosis index Ia by an arterial sclerosis index calculating means 92. Since the actual pulse wave propagation speed PWVac becomes a value separate from the normal pulse wave propagation speed PWVno as arterial sclerosis makes progress on the organism, even an unexperienced person can easily evaluate the arterial sclerosis by the arterial sclerosis index Ia calculated as the difference ΔPWV between the actual pulse wave propagation speed PWVac and the normal pulse wave propagation speed PWVno.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]
[Date of sending the examiner's decision of rejection]
[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]
[Date of final disposal for application]
[Patent number]
[Date of registration]
[Number of appeal against examiner's decision of

NOTICES *

pan Patent Office is not responsible for any
 nages caused by the use of this translation.

This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
 *** shows the word which can not be translated.
 n the drawings, any words are not translated.

 AIMS

laim(s)]

laim 1] A blood-pressure-measurement means to be arteriosclerosis evaluation equipment by which the hardness of a living body's artery is evaluated, and to measure the aforementioned living body's blood-pressure value, The normal pulse wave propagation velocity information calculation formula to which it was beforehand set between a blood-pressure value, and age and normal pulse wave propagation velocity information is used. It is based on the blood-pressure value actually measured by the aforementioned living body's actual age and aforementioned blood-pressure-measurement means. A normal pulse wave propagation velocity information calculation means to compute the normal pulse wave propagation velocity information relevant to the pulse wave propagation velocity to which a pulse wave reads in the living body [this] when the aforementioned living body is normal, The 1st heartbeat synchronous wave sensor with which the aforementioned living body's predetermined part is equipped and which detects the 1st heartbeat synchronous wave, The 2nd heartbeat synchronous wave sensor with which a different part from this 1st heartbeat synchronous wave sensor is equipped and which detects the 2nd heartbeat synchronous wave, The time when the predetermined part generated for every 1st heartbeat synchronous wave period by the aforementioned 1st heartbeat synchronous wave sensor was detected, A real pulse wave propagation velocity information calculation means to compute the real pulse wave propagation velocity information based on the actually measured pulse wave from time reference with the time when the predetermined part generated for every 2nd heartbeat synchronous wave period by the aforementioned 2nd heartbeat synchronous wave sensor was detected, The normal pulse wave propagation velocity information computed by the aforementioned normal pulse wave propagation velocity information calculation means, Arteriosclerosis evaluation equipment characterized by including an arteriosclerosis index calculation means to compute the aforementioned living body's arteriosclerosis index based on comparison with the real pulse wave propagation velocity information computed by the aforementioned real pulse wave propagation velocity information calculation means.

laim 2] A blood-pressure-measurement means to be arteriosclerosis evaluation equipment by which the hardness of a living body's artery is evaluated, and to measure the aforementioned living body's blood-pressure value, The normal pulse wave propagation velocity information calculation formula to which it was beforehand set between a blood-pressure value, and age and normal pulse wave propagation velocity information is used. It is based on the blood-pressure value actually measured by the aforementioned living body's actual age and aforementioned blood-pressure-measurement means. A normal pulse wave propagation velocity information calculation means to compute the normal pulse wave propagation velocity information relevant to the pulse wave propagation velocity to which a pulse wave reads in the living body [this] when the aforementioned living body is normal, The 1st heartbeat synchronous wave sensor with which the aforementioned living body's predetermined part is equipped and which detects the 1st heartbeat synchronous wave, The 2nd heartbeat synchronous wave sensor with which a different part from this 1st heartbeat synchronous wave sensor is equipped and which detects the 2nd heartbeat synchronous wave, The time when the predetermined part generated for every 1st heartbeat synchronous wave period by the aforementioned 1st heartbeat synchronous wave sensor was detected, A real pulse wave propagation velocity information calculation means to compute the real pulse wave propagation velocity information based on the actually measured pulse wave from time reference with the time when the predetermined part generated for every 2nd heartbeat synchronous wave period by the aforementioned 2nd heartbeat synchronous wave sensor was detected, Arteriosclerosis evaluation equipment characterized by including a comparison display means to display the normal pulse wave propagation velocity information computed by the aforementioned normal pulse wave propagation velocity information calculation means and the real pulse wave propagation velocity information computed by the aforementioned real pulse wave propagation velocity information calculation means possible [comparison] on a single dimension graph.

[translation done.]

NOTICES *

pan Patent Office is not responsible for any
 nages caused by th use of this translation.

This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

*** shows the word which can not be translated.

n the drawings, any words are not translated.

 DETAILED DESCRIPTION

etailed Description of the Invention]

001]

ie technical field to which invention belongs] this invention relates to the arteriosclerosis evaluation equipment by
 ich a living body's arteriosclerosis is evaluated based on the pulse-wave-velocity information relevant to propagation
 locity, for example, the pulse wave velocity, and the pulse wave propagation time of the pulse wave which spreads
 inside of a living body's artery.

002]

escription of the Prior Art] For progress observation of heart failure, or a diagnosis of arteriosclerosis, pulse-wave-
 locity information is often measured. It is because the degree of arteriosclerosis is the factor which affects pulse-
 ve-velocity information. Since this pulse-wave-velocity information is influenced by the blood-pressure value, the
 eriosclerosis evaluation equipment by which arteriosclerosis is evaluated based on pulse-wave-velocity information is
 ally equipped with the blood-pressure-measurement equipment which measures blood pressure, and the amendment
 lse-wave-velocity information converted into the pulse-wave-velocity information in predetermined blood-pressure
 lues, such as 80mmHg, is determined. Here, since the relation of pulse-wave-velocity information to a blood-pressure
 lue is complicated, amendment pulse-wave-velocity information is determined based on the relation [-izing / the **
 e / the experimental value which shows the relation between a blood-pressure value and pulse-wave-velocity
 ormation / the relation] (for example, linear expression). However, since it depends for pulse-wave-velocity
 ormation also on age, by contrasting the datum line which shows the criteria pulse-wave-velocity information
 beforehand displayed in the topographic-contour-plot table of age and pulse-wave-velocity information, and the actually
 asured pulse-wave-velocity information, a diagnosis of arteriosclerosis is performed and the effect of medication and
 e effect of the kinesitherapy are judged.

003]

roblem(s) to be Solved by the Invention] However, since the contrast with the actual measurement and the datum line
 ich were displayed in the topographic-contour-plot table as mentioned above was indefinite for an unfamiliar person,
 ad stopped at it being difficult to judge whether the hardness of an artery is normal, if pulse-wave-velocity
 ormation is what value, and it being difficult to evaluate the degree of arteriosclerosis quantitatively or absolutely,
 d evaluating with-time change (relative change).

004] Succeeding in this invention against the background of the above situations, the place made into the purpose is
 out arteriosclerosis to offer easily the arteriosclerosis evaluation equipment which can be evaluated.

005]

he 1st means for solving a technical problem] The place made into the summary of the 1st invention for attaining the
 ove-mentioned purpose It is arteriosclerosis evaluation equipment by which the hardness of a living body's artery is
 aluated, and is (a). A blood-pressure-measurement means to measure the aforementioned living body's blood-pressure
 lue, (b) The normal pulse-wave-velocity information calculation formula to which it was beforehand set between a
 od-pressure value, and age and normal pulse-wave-velocity information is used. It is based on the blood-pressure
 lue actually measured by the aforementioned living body's actual age and aforementioned blood-pressure-
 easurement means. A normal pulse-wave-velocity information calculation means to compute the normal pulse-wave-
 locity information relevant to the pulse wave velocity to which a pulse wave spreads in the living body [the] when
 e aforementioned living body is normal, (c) The 1st heartbeat synchronization-voltage sensor with which the
 orementioned living body's predetermined part is equipped and which detects the 1st heartbeat synchronization
 ltage, (d) The 2nd heartbeat synchronization-voltage sensor with which a different part from the 1st heartbeat
 nchronization-voltage sensor is equipped and which detects the 2nd heartbeat synchronization voltage, (e) Time when
 e predetermined part generated for every period of the 1st heartbeat synchronization voltage by the aforementioned 1st

heartbeat synchronization-voltage sensor was detected, A real pulse-wave-velocity information calculation means to compute the real pulse-wave-velocity information based on the actually measured pulse wave from time difference with the time when the predetermined part generated for every period of the 2nd heartbeat synchronization voltage by the aforementioned 2nd heartbeat synchronization-voltage sensor was detected, (f) It is in including an arteriosclerosis index calculation means to compute the aforementioned living body's arteriosclerosis index based on comparison with the normal pulse-wave-velocity information computed by the aforementioned normal pulse-wave-velocity information calculation means and the real pulse-wave-velocity information computed by the aforementioned real pulse-wave-velocity information calculation means.

[0006]

[The 1st effect of the invention] If it does in this way, it is based on a living body's actual age and the actual blood-pressure value measured by the blood-pressure-measurement means by the normal pulse-wave-velocity information calculation means. When a living body is normal, the normal pulse-wave-velocity information in the age and its blood-pressure value is computed. by the real pulse-wave-velocity information calculation means Real pulse-wave-velocity information is computed based on the actually measured pulse wave, and the aforementioned living body's arteriosclerosis index is computed by the arteriosclerosis index calculation means based on comparison with the normal pulse-wave-velocity information and real pulse-wave-velocity information. Since the real pulse-wave-velocity information computed by the real pulse-wave-velocity information calculation means based on the actually measured pulse wave serves as a value which is separated from the normal pulse-wave-velocity information computed by the normal pulse-wave-velocity information calculation means so that arteriosclerosis is progressing about the living body, the arteriosclerosis index computed based on comparison with normal pulse-wave-velocity information and real pulse-wave-velocity information can estimate arteriosclerosis easily, even if it is an unfamiliar man.

[0007]

[Other modes of the 1st invention] Here, the aforementioned arteriosclerosis evaluation equipment includes further suitably an arteriosclerosis index display means to display the arteriosclerosis index computed by the aforementioned arteriosclerosis index calculation means on a single dimension graph. If it does in this way, arteriosclerosis can be easily evaluated rather than it contrasts the pulse-wave-velocity information and the datum line which were actually measured in the topographic-contour-plot table.

[0008]

[The 2nd means for solving a technical problem] The place made into the summary of the 2nd invention for attaining the above-mentioned purpose It is arteriosclerosis evaluation equipment by which the hardness of a living body's artery is evaluated, and is (a). A blood-pressure-measurement means to measure the aforementioned living body's blood-pressure value, (b) The normal pulse-wave-velocity information calculation formula to which it was beforehand set between a blood-pressure value, and age and normal pulse-wave-velocity information is used. It is based on the blood-pressure value actually measured by the aforementioned living body's actual age and aforementioned blood-pressure-measurement means. A normal pulse-wave-velocity information calculation means to compute the normal pulse-wave-velocity information relevant to the pulse wave velocity to which a pulse wave spreads in the living body [the] when the aforementioned living body is normal, (c) The 1st heartbeat synchronization-voltage sensor with which the aforementioned living body's predetermined part is equipped and which detects the 1st heartbeat synchronization voltage, (d) The 2nd heartbeat synchronization-voltage sensor with which a different part from the 1st heartbeat synchronization-voltage sensor is equipped and which detects the 2nd heartbeat synchronization voltage, (e) Time when the predetermined part generated for every period of the 1st heartbeat synchronization voltage by the aforementioned 1st heartbeat synchronization-voltage sensor was detected, A real pulse-wave-velocity information calculation means to compute the real pulse-wave-velocity information based on the actually measured pulse wave from time difference with the time when the predetermined part generated for every period of the 2nd heartbeat synchronization voltage by the aforementioned 2nd heartbeat synchronization-voltage sensor was detected, (f) It is in including a comparison display means to display the normal pulse-wave-velocity information computed by the aforementioned normal pulse-wave-velocity information calculation means and the real pulse-wave-velocity information computed by the aforementioned real pulse-wave-velocity information calculation means possible [comparison] on a single dimension graph.

[0009]

[The 2nd effect of the invention] If it does in this way, it is based on a living body's actual age and the actual blood-pressure value measured by the blood-pressure-measurement means by the normal pulse-wave-velocity information calculation means. When a living body is normal, the normal pulse-wave-velocity information in the age and its blood-pressure value is computed. by the real pulse-wave-velocity information calculation means Real pulse-wave-velocity information is computed based on the actually measured pulse wave, and the normal pulse-wave-velocity information and real pulse-wave-velocity information are displayed by the comparison display means possible [comparison] on a

gle dimension graph. Since the real pulse-wave-velocity information computed by the real pulse-wave-velocity information calculation means based on the actually measured pulse wave serves as a value which is separated from the normal pulse-wave-velocity information computed by the normal pulse-wave-velocity information calculation means so that arteriosclerosis is progressing about the living body, even if it is those who do not get used by displaying normal pulse-wave-velocity information and real pulse-wave-velocity information on a single dimension graph possible comparison], arteriosclerosis can be evaluated easily.

[10]

the gestalt of suitable implementation of invention] Hereafter, one example of this invention is explained in detail based on a drawing. Drawing 1 is a block diagram explaining the composition of the arteriosclerosis evaluation equipment 8 with which this invention was applied.

[11] Arteriosclerosis evaluation equipment 8 is equipped with the cuff 10 which has rubber bag manufacture in the sand-like bag made of cloth, for example, is wound around a patient's overarm section 12, and the pressure sensor 14 connected to this cuff 10 through piping 20, respectively, a change-over valve 16 and an air pump 18 in drawing 1. This change-over valve 16 is constituted so that it may be switched to three states, the pressure supply state of permitting supply of the pressure into a cuff 10, the **** exhaust-gas-pressure state which carries out exhaust gas pressure of the inside of a cuff 10 gradually, and the rapid exhaust-gas-pressure state which carries out exhaust gas pressure of the inside of a cuff 10 quickly.

[12] A pressure sensor 14 supplies the pressure signal SP with which the pressure in a cuff 10 is detected and the pressure is expressed to the static pressure discriminator 22 and the pulse wave discriminator 24, respectively. The static pressure discriminator 22 is, the steady pressure, i.e., cuff pressure PC, which is equipped with a low pass filter and contained in the pressure signal SP. It discriminates from the cuff pressure signal SK to express, and the cuff pressure signal SK is supplied to an arithmetic sequence unit 28 through A/D converter 26.

[13] It is the pulse wave signal SM 1 which the above-mentioned pulse wave discriminator 24 is equipped with a low pass filter, and is the oscillating component of the pressure signal SP. It discriminates in frequency and is the pulse wave signal SM 1. An arithmetic sequence unit 28 is supplied through A/D converter 29. This pulse wave signal SM 1 is the pressure oscillatory wave, i.e., the cuff pulse wave, which occurs from the brachial artery which is not illustrated synchronizing with a patient's heartbeat, and is transmitted to a cuff 10.

[14] The predetermined part on a living body's thorax epidermis is equipped with the heart sound microphone 30 which functions as a 1st heartbeat synchronization-voltage sensor in this example, and it detects and outputs the heart sound signal (namely, the 1 heartbeat synchronization-voltage signal) SH showing a heart sound. The heart sound signal SH outputted from the heart sound microphone 30 is supplied to the aforementioned arithmetic sequence unit 28 through A/D converter 32. The heart sound which the above-mentioned heart sound signal SH expresses is a heartbeat synchronization voltage generated synchronizing with a living body's heartbeat.

[15] The pressure pulse wave detection probe 34 is equipped with the screw-thread shaft 46 by which a rotation drive is carried out by the motor which was screwed in the sensor housing 40, and was formed in the case 42, and which is not illustrated in order to move the case 42 where the sensor housing 40 which constitutes the shape of a container is held, and this sensor housing 40 crosswise [of a carotid artery 44] as are shown in drawing 2, and a living body's neck 36 is equipped with the wearing band 38 and it is shown in drawing 3 in detail This pressure pulse wave detection probe 34 is attached with the aforementioned wearing band 38 in the state where the opening edge of the sensor housing 40 counters the body surface 48 of a living body's neck 36.

[16] the above -- a sensor -- housing -- 40 -- the interior -- **** -- a diaphragm -- 50 -- minding -- this example -- minding -- the -- two -- a heartbeat -- a synchronization voltage -- a sensor -- ***** -- functioning -- a pressure pulse wave -- a sensor -- 52 -- relative displacement -- possible -- and -- a sensor -- housing -- 40 -- opening -- an edge -- from the ejection -- possible -- preparing -- having -- **** -- these -- a sensor -- housing -- 40 -- and -- a diaphragm -- 50 -- an edge -- this pressure room 54, as shown in drawing 1, pressure air is supplied through a pressure regulating valve 58 from an air pump 56, and thereby, the pressure pulse wave sensor 52 is pressed by the aforementioned body surface 48 by the press force according to the pressure in the pressure room 54 (Pa).

[17] The above-mentioned sensor housing 40 and the diaphragm 50 constitute the press equipment 60 which presses the pressure pulse wave sensor 52 toward a carotid artery 44, and the above-mentioned screw-thread shaft 46 and the motor which is not illustrated constitute, the press repositioning equipment 62, i.e., the crosswise move equipment, which is moved crosswise [of the carotid artery 44] and changes the press position where the pressure pulse wave sensor 52 is pressed.

[18] In the press side 64 of the above-mentioned pressure pulse wave sensor 52, many semiconductor pressure sensitive devices (henceforth a pressure sensitive device) E set in the cross direction of a carotid artery 44, i.e., the move direction of the pressure pulse wave sensor 52 parallel to the screw-thread shaft 46. It is arranged at the fixed interval,

example, as shown in drawing 4, 15 pressure-sensitive-devices E (a) by which the array interval was set to about 1 mm, E (b), --E (o) are arranged so that it may become longer than the diameter of the carotid artery 44.

[19] Thus, pressure pulse wave signal SM 2 with which it is detected, the heartbeat synchronization voltage, i.e., the pressure pulse wave, which the constituted pressure pulse wave detection probe 34 is generated from a carotid artery 44 each pressure sensitive device E by being pressed on the carotid artery 44 of the body surface 48 of a neck 36, and is transmitted to a body surface 48, and the pressure pulse wave is expressed The aforementioned arithmetic sequence unit is supplied through A/D converter 66. It is the pressure pulse wave signal SM 2 by which drawing 5 is serially detected by the pressure pulse wave sensor 52. An example is shown.

[20] The arithmetic sequence unit 28 consists of so-called microcomputers equipped with CPU68, ROM70, RAM72, and I/O Port that is not illustrated. CPU68 By performing signal processing, using the storage function of RAM72 for ROM70 according to the program memorized beforehand A driving signal is outputted through the drive circuit which outputs a driving signal from an I/O Port, and controls a change-over valve 16 and an air pump 18, and is not illustrated an air pump 56 and a pressure regulating valve 58, and the pressure in the pressure room 54 is adjusted. Furthermore, the pulse wave signal SM 1 supplied from the cuff pressure signal SK and the pulse wave discriminator 24 which are supplied from the static pressure discriminator 22 Pressure pulse wave signal SM 2 supplied from the heart sound signal I and the pressure pulse wave sensor 52 which are based, determine a living body's blood-pressure value BP, and are supplied from the heart sound microphone 30 It is based, calculation of pulse-wave-velocity information etc. is performed, and the blood-pressure value BP, pulse-wave-velocity information, etc. are displayed on a drop 74.

[21] An input unit 76 is equipped with the input key which is not illustrated for a patient's age being inputted, and outputs the signal showing the age A of a patient when it was inputted to the aforementioned arithmetic sequence unit

[22] Drawing 6 is a functional block diagram explaining the important section of the control function of the arithmetic sequence unit 28 in the above-mentioned arteriosclerosis evaluation equipment 8. The blood-pressure-measurement means 80 the compression pressure force of the cuff 10 wound around a living body's overarm by the cuff pressure control means 82 The predetermined target prepressure force value PCM [within the **** pressure-lowering period which carries out **** pressure lowering at the speed of about 3 mmHg/sec after carrying out a rapid pressure up (for example, the pressure value of about 180 mmHg)] Pulse wave signal SM 1 extracted one by one The sphygmometric method which was easy to be based on change of the amplitude of the pulse wave to express, and was shown is used. The highest-blood-pressure value BPSYS the average blood-pressure value BPMEAN and lowest-blood-pressure value BPDIA etc. -- determining -- the highest-blood-pressure value BPSYS, average blood-pressure value BPMEAN, and lowest-blood-pressure value BPDIA which were determined etc. -- it is made to display on a drop 74

[23] An optimal press position control means 84 is the pressure sensitive device E EM, i.e., the maximum pulse-pressure sensing element, which detects the maximum pulse pressure PMmax of the pressure sensitive devices E arranged in the press sides 64, such as the time of first-time wearing. When the renewal conditions of a press position on condition of an array position being what is located by the predetermined number or the predetermined distance inside the basis of the edge of an array are satisfied, the following renewal operations of a press position perform. Namely, while the renewal operation of a press position makes the pressure pulse wave sensor 52 once isolate from a body surface 48 After carrying out predetermined distance movement of press equipment 60 and the pressure pulse wave sensor 52 with crosswise move equipment 62, Until it makes the pressure pulse wave sensor 52 press by the comparatively small 1st press force HDP1 set up beforehand with press equipment 60, it judges whether the above-mentioned renewal conditions of a press position are again satisfied in the state and the renewal conditions of a press position stop satisfying It is the maximum pulse pressure sensing element EM more preferably. An above-mentioned operation and above-mentioned judgment are performed until it is located in the center of abbreviation of an array position. In addition, the above-mentioned pulse pressure PM As shown also in drawing 5, it starts with the pressure in the peak b of the pressure pulse wave in every beat, and is a difference with the pressure in Point a (or minimum point). Moreover, the predetermined number or predetermined distance from an edge of the array in the above-mentioned renewal conditions of a press position is determined based on the diameter of the artery (this example carotid artery 44) sensed by the pressure pulse wave sensor 52, for example, is set as one fourth of the diameters.

[24] After the pressure pulse wave sensor 52 is located by the optimal press position by the optimal press position control means 84, the press force HDP of the pressure pulse wave sensor 52 by press equipment 60 is changed continuously, and it is based on the pressure pulse wave obtained by the process, and the press force-control means 86 is the optimal press force HDPO. It determines and is the optimal press force HDPO about the pressure pulse wave sensor 52. It is made to press. Here, it is the optimal press force HDPO. For example, the maximum pulse pressure sensing element EM Pulse pressure PM detected The minimum pulse pressure PL set up beforehand It is the press force HDP it weak for the above, and is this minimum pulse pressure PL. Pulse pressure PM If too small, a pressure pulse wave

It becomes not clear, and since the determination precision of the reference point for computing pulse-wave-velocity information falls, based on an experiment, it is set as the size which a pressure pulse wave can detect clearly.

[25] For the real pulse-wave-velocity information calculation means 88, the press force HDP of the pressure pulse wave sensor 52 is the optimal press force HDPO by the above-mentioned press force-control means 86. In the state where it is maintained The heart sound signal SH serially detected with the heart sound microphone 30, and two or more pressure pulse wave signals SM 2 serially detected by two or more pressure sensitive devices E arranged by the pressure pulse wave sensor 52 One is used. The time when the predetermined part of the heart sound wave which the heart sound signal SH expresses repeated periodically was detected, Pressure pulse wave signal SM 2 It has a real pulse wave propagation-time calculation means to compute the time difference (real pulse wave propagation time) (msec) DTac with the time when the predetermined part of the pressure pulse wave to express repeated periodically was detected. For example As a matter of fact, a pulse wave propagation-time calculation means is the time and the aforementioned maximum pulse pressure sensing element EM by which the standup of the 2nd heart sound II was detected. The time difference (real pulse wave propagation time) DTac with the time when the notch of a pressure pulse wave was detected is computed. Here, as it is indicated also in drawing 5 as the above-mentioned notch, it is the minimal value after the peak of a pressure pulse wave, and is also called a notch. This notch corresponds to the 2nd heart sound II which is a heart sound generated at the time of the synchysis of an aortic valve since by synchysis of an aortic valve. Furthermore, the real pulse-wave-velocity information calculation means 88 computes the real pulse wave velocity PWVac (m/sec) to which a pulse wave actually spreads the inside of the artery of an operating personnel-ed using the formula 1 memorized beforehand from the real pulse wave propagation time DTac computed by the pulse wave propagation-time calculation means based on an actual heartbeat synchronization voltage as a matter of fact. In addition, it sets at a ceremony 1 and is (m) is the distance to the part equipped with the pressure pulse wave sensor 52 from the part equipped with the heart sound microphone 30, and the constant value beforehand calculated based on the experiment is used.

[26] (Formula 1) $PWVac = L / DTac$ [0027] Moreover, the real pulse-wave-velocity information computed by the above-mentioned real pulse-wave-velocity information calculation means 88 From being compared with the normal pulse-wave-velocity information computed in an arteriosclerosis index calculation means 92 to mention later, based on the blood-pressure value BP measured by the aforementioned blood-pressure-measurement means 80 The above-mentioned heart sound signal SH and pressure pulse wave signal SM 2 It is desirable that the ***** (ed) blood-pressure value BP by the aforementioned blood-pressure-measurement means 80 is detected the period which does not change so much, for example, just before the blood pressure measurement, immediately after, etc.

[28] The normal pulse-wave-velocity information calculation means 90 computes the normal pulse-wave-velocity information relevant to the pulse wave velocity to which a pulse wave spreads in the living body, based on a living body's blood-pressure value BP actually measured by the age A when it is inputted from an input unit 76, and the blood-pressure-measurement means 80 when [using the normal pulse-wave-velocity information calculation formula to which was beforehand set between the blood-pressure value BP, and Age A and normal pulse-wave-velocity information] a living body is normal. Here, by age suitability, I hear that it is standard that a living body is it a healthy person that a living body is normal, i.e., the grade of a living body's arteriosclerosis, and there is. The normal pulse wave velocity VVno is used as normal pulse-wave-velocity information, and a formula 2 is the lowest-blood-pressure value BPDIA a blood-pressure value BP. It is an example of the normal pulse-wave-velocity calculation formula at the time of being used.

[29] Formula 2) $PWVno = \alpha \times A + \beta \times BPDIA$ So generally that pulse wave velocity's PWV being [that it is +theta] so much that a living body's blood-pressure value BP being high and Age A are high, this formula 2 expresses the normal pulse wave velocity PWVno based on the fact that pulse wave velocity PWV is quick, by line type combination of Age and the blood-pressure value BP. In a formula 2, it is the value which alpha, beta, and theta are constants, and asks for relation with the real pulse wave velocity PWVac based on Age A and the blood-pressure value BP, and an actual pulse wave about the living body of normal a large number covering the age group of the latus range, and is statistically terminated from the relation of the large number, for example, a line type approximation coefficient, and a regression efficient, for example, $\alpha = 9.456$, $\beta = 3.43$, and $\theta = 19.72$ are used.

[30] The arteriosclerosis index calculation means 92 is based on comparison with the normal pulse-wave-velocity information computed by the normal pulse-wave-velocity information calculation means 90 and the real pulse-wave-velocity information computed by the real pulse-wave-velocity information calculation means 88, and is a living body's arteriosclerosis index Ia. It computes. arteriosclerosis index Ia the thing showing whether the real pulse-wave-velocity information based on an actual pulse wave differs however to the normal pulse-wave-velocity information showing pulse-wave-velocity information when an artery is normal -- in other words That what is necessary is just a thing showing the gap from the reference value of the real pulse-wave-velocity information at the time of making normal

lse-wave-velocity information into a reference value or normal values When the real pulse wave velocity PWVac is explained as an example as normal pulse-wave-velocity information as the normal pulse wave velocity PWVno and real lse-wave-velocity information, for example Difference $\Delta PWV (=PWVac-PWVno)$ of the real pulse wave velocity VVac and the normal pulse wave velocity PWVno, The ratio $(PWVac/PWVno)$ of the real pulse wave velocity VVac to the normal pulse wave velocity PWVno, the value $(\Delta PWV/PWVno)$ which broke the above-mentioned ference ΔPWV by the normal pulse wave velocity PWVno can be used. This arteriosclerosis index Ia Since it is : value which compared the reference value with actual pulse-wave-velocity information by making normal pulse-ve-velocity information into a reference value, not relative evaluation of aging etc. but absolute (it is quantitive) aluation of arteriosclerosis is possible.

031] The arteriosclerosis index display means 94 is the arteriosclerosis index Ia computed by the above-mentioned eriosclerosis index calculation means 92. It is made to display on the single dimension graph of a drop 74. an eriosclerosis index Ia in case drawing 7 is drawing showing an example of the single dimension graph 96 displayed the arteriosclerosis index display means 94 and the aforementioned real pulse-wave-velocity information of the ater point O located in the center of the arteriosclerosis index shaft 98 corresponds with the aforementioned normal lse-wave-velocity information Namely, an arteriosclerosis index Ia when the hardness of an artery is normal it is -- arteriosclerosis index Ia as which the mark 100 is computed by the aforementioned arteriosclerosis index calculation means 92 It is shown. Thus, they are the center point O and the actual arteriosclerosis index Ia on the single dimension aph 96. If the mark 100 with which it expresses is displayed, arteriosclerosis can be absolutely evaluated by judging whether the mark 100 is how much separated from the center point O.

032] Drawing 8 is a flow chart for explaining still more concretely the control operation of the arithmetic sequence it 28 shown in the functional block diagram of drawing 6.

033] In drawing 8, it is judged whether the signal which expresses the age A of an operating personnel-ed with a step 1 (a step is skipped hereafter.) from an input unit 76 was supplied. It is the 1st press force HDP1 in which the press ce HDP of the pressure pulse wave sensor 52 was beforehand set up by controlling the pressure in the pressure room by press equipment 60 in SA2 corresponding to the continuing press force-control means 86 when it was affirmed, hough SA1 was repeatedly performed when judgment of this SA1 was denied. It is carried out. The above-mentioned t press force HDP1 Pressure pulse wave signal SM 2 from each pressure sensitive device E It is based and is pulse ssure PM. As a size which is the grade which can be determined, respectively, it is beforehand determined based on e experiment.

034] Then, SA3 or SA4 corresponding to the optimal press position control means 84 is performed. First, it is the aximum pressure sensing element EM among the pressure sensitive devices E arranged in SA3 in the press side 64. It judged whether the renewal conditions of a press position on condition of whether it is that in which an array position located by the predetermined number or the predetermined distance inside from an edge of an array (APS starting nditions) were satisfied. When this judgment is denied, SA5 or subsequent ones mentioned later is performed.

035] On the other hand, when judgment of SA3 is affirmed (i.e., when the wearing position to the carotid artery 44 of e pressure pulse wave sensor 52 is unsuitable), an APS control routine is performed in continuing SA4. This APS ntrol routine is the maximum pulse pressure sensing element EM. In order to determine the optimal press position ed as the abbreviation mid gear of the array of a pressure sensitive device E, After making the pressure pulse wave nsor 52 once isolate from a body surface 48 and carrying out predetermined distance movement of press equipment 60 d the pressure pulse wave sensor 52 with crosswise move equipment 62, It is the aforementioned 1st press force DP1 again about the pressure pulse wave sensor 52 by press equipment 60. The maximum pulse pressure sensing ment [in / the state / it is made to press and] EM It is judged whether it is the pressure sensitive device E in an array breviation mid gear, and the above-mentioned operation is repeatedly performed until this judgment is affirmed.

036] The maximum pulse pressure sensing element [in / the state / at SA5 which will continue if the press position of e pressure pulse wave sensor 52 is controlled by the optimal press position in the above SA 4] EM It is determined, d in SA6 corresponding to the press force-control means 86, a HDP control routine is performed continuously. For s HDP control routine, the press force HDP of the pressure pulse wave sensor 52 is the aforementioned 1st press force DP1 by press equipment 60. The increase in the shell per continuum is carried out, and it is the press force increasing ocess. The maximum pulse pressure sensing element EM determined with the above SA 5 Pulse pressure PM of the ssure pulse wave by which shell detection is carried out The optimal pulse pressure PL set up beforehand It is based whether it became the above and is the optimal press force HDPO. It is determined. The press force HDP of the ssure pulse wave sensor 52 is the determined optimal press force HDPO. It is maintained.

037] In SA7 corresponding to the continuing real pulse-wave-velocity information calculation means 88, the real lse wave velocity PWVac is computed by performing the real pulse-wave-velocity calculation routine shown in awing 9 in detail.

038] The maximum pulse pressure sensing element EM of the heart sound signal SH first supplied from the heart and microphone 30 in SB1 by the real pulse-wave-velocity calculation routine shown in the drawing 9, and the pressure pulse wave sensor 52 Pressure pulse wave signal SM 2 by which shell supply is carried out It is read.

039] At continuing SB2, they are the heart sound signal SH and the pressure pulse wave signal SM 2. It is judged based on whether the standup point of a pressure pulse wave was detected whether it was read by one beat. When this judgment of SB2 is denied, the above SB1 is performed, and they are the heart sound signal SH and the pressure pulse wave signal SM 2. It is read further.

040] However, when judgment of the above SB2 is affirmed In SB4 which it decides on the time when the standup point of the 2nd heart sound II was detected in continuing SB3 based on the heart sound signal SH read by the above SB1, and continues Pressure pulse wave signal SM 2 read by the above SB1 In SB5 which it decides on the time when it is based at and the notch of a carotid pulse wave was detected, and continues The real pulse wave propagation time $DTac$ is computed from time difference with the standup [of the 2nd heart sound II determined by the above SB3], and notch generating time determined by the above SB4. Drawing 10 shows the real pulse wave propagation time $DTac$ computed in the above SB5.

041] Furthermore, in continuing SB6, the real pulse wave velocity $PWVac$ is computed by substituting for the aforementioned formula 1 the real pulse wave propagation time $DTac$ computed by the above SB5.

042] When the real pulse wave velocity PWV is computed in the above SA 7, subsequently When SA8 and SA9 corresponding to the aforementioned cuff pressure control means 82 are performed, and a change-over valve 16 is switched to a pressure supply state and an air pump 18 drives, while the rapid pressure up of a cuff 10 is started for blood pressure measurement Cuff pressure PC It is judged whether it became more than the target compression pressure PM beforehand set as about 180 mmHg. It is cuff pressure PC by performing eight or less above SA repeatedly, when judgment of this SA9 is denied. Elevation is continued.

043] However, cuff pressure PC If judgment of the above SA 9 is affirmed by elevation, a blood-pressure-measurement algorithm will be performed in SA10 corresponding to the aforementioned blood-pressure-measurement means 80. Namely, by making it descend at a loose speed of about 3 mmHg/sec which was made to suspend an air pump 18, and switched the change-over valve 16 to the **** exhaust-gas-pressure state, and was able to define the pressure in a cuff 10 beforehand Pulse wave signal SM 1 serially acquired in this **** pressure-lowering process It is based on change of the amplitude of the pulse wave to express. The blood-pressure value decision algorithm of an sphygmograph metric method known well is followed, and they are the highest-blood-pressure value $BPSYS$, the average blood-pressure value $BPMEAN$, and the lowest-blood-pressure value $BPDIA$. While being measured, a pulse rate etc. is determined based on a pulse wave interval. And while the blood-pressure value BP, pulse rate, etc. which were measured are displayed on a drop 74, a change-over valve 16 is switched to a rapid exhaust-gas-pressure state, and exhaust gas pressure of the inside of a cuff 10 is carried out quickly.

044] Lowest-blood-pressure value $BPDIA$ measured with the above SA 10 in SA11 corresponding to the continuing normal pulse-wave-velocity information calculation means 90 And the normal pulse wave velocity $PWVno$ is computed by substituting for the aforementioned formula 2 a living body's age A supplied with the above SA 1.

045] Difference $\Delta PWV (=PWVac - PWVno)$ of the real pulse wave velocity $PWVac$ computed with the above SA 7 SA12 corresponding to the continuing arteriosclerosis index calculation means 92 and the normal pulse wave velocity $PWVno$ computed by the above SA 11 is the arteriosclerosis index Ia. It is computed by carrying out. In addition, the difference ΔPWV becomes large, so that the above-mentioned difference ΔPWV serves as a positive value and arteriosclerosis is advancing, since the real pulse wave velocity $PWVac$ computed by SA7 becomes quicker than the normal pulse wave velocity $PWVno$ by which a living body's artery was computed by SA11 at the stiff case. Arteriosclerosis index Ia computed by the above SA 12 in SA13 corresponding to the continuing arteriosclerosis index display means 94 For example, as shown in drawing 7, it is displayed on a drop 74.

046] According to this example, as mentioned above, by the normal pulse-wave-velocity information calculation means 90 (SA11) Actual lowest-blood-pressure value $BPDIA$ measured by a living body's actual age A and blood-pressure-measurement means 80 (SA10) By being substituted for the aforementioned formula 2 When a living body is normal, they are the age A and its lowest-blood-pressure value $BPDIA$. The normal pulse wave velocity $PWVno$ which can be set is computed. by the real pulse-wave-velocity information calculation means 88 (SA7) The real pulse wave velocity $PWVac$ is computed based on the actually measured pulse wave. by the arteriosclerosis index calculation means 92 (SA12) As a matter of fact, difference $\Delta PWV (=PWVac - PWVno)$ of pulse wave velocity $PWVac$ and the normal pulse wave velocity $PWVno$ is the arteriosclerosis index Ia. It is computed by carrying out. The real pulse wave velocity $PWVac$ computed by the real pulse-wave-velocity information calculation means 88 (SA7) based on the actually measured pulse wave Since it becomes the value which is separated from the normal pulse wave velocity $PWVno$ computed by the normal pulse-wave-velocity information calculation means 90 (SA11) so that arteriosclerosis

progressing about the living body Arteriosclerosis index Ia computed as difference ΔPWV of the real pulse wave velocity PWV_{ac} and the normal pulse wave velocity PWV_{no} . Even if it is an unfamiliar man, arteriosclerosis can be evaluated easily.

[47] Moreover, the arteriosclerosis evaluation equipment 8 of this example is the arteriosclerosis index Ia computed the arteriosclerosis index calculation means 92 (SA12). Since the arteriosclerosis index display means 94 (SA13) played on the single dimension graph 96 is included further, arteriosclerosis can be easily evaluated rather than it contrasts the pulse-wave-velocity information and the datum line which were actually measured in the topographic-tour-plot table.

[48] Next, other examples of this invention are explained. In addition, the portion which is common in the above-mentioned example in the following examples attaches the same sign, and omits detailed explanation.

[49] Drawing 11 is a functional block diagram explaining the important section of the arteriosclerosis evaluation equipment in an example other than the above-mentioned example. With the arteriosclerosis evaluation equipment of this example, although the mechanism and circuitry of equipment are common in the example of above-mentioned drawing 1, the control operation in an arithmetic sequence unit 28 is different. Hereafter, the difference is explained.

[50] The functional block diagram of drawing 11 is replaced with the arteriosclerosis index calculation means 92 of the functional block diagram of drawing 6 of the above-mentioned example, and the arteriosclerosis index display means 94, and only the point that the comparison display means 102 is established is different.

[51] The comparison display means 102 displays the real pulse-wave-velocity information computed by the above-mentioned real pulse-wave-velocity information calculation means 88 and the normal pulse-wave-velocity information computed by the aforementioned normal pulse-wave-velocity information calculation means 90 possible comparison on a single dimension graph. Drawing 12 is drawing showing an example of the single dimension graph played on a drop 74 by the comparison display means 102, when the real pulse wave velocity PWV_{ac} is computed as real pulse-wave-velocity information and the normal pulse wave velocity PWV_{no} is computed as normal pulse-wave-velocity information. Like drawing 12, when the real pulse wave velocity PWV_{ac} is quicker than the normal pulse wave velocity PWV_{no} , it can judge that arteriosclerosis is advancing and carrying out, and the detached building addition of the display position of the real pulse wave velocity PWV_{ac} to the display position of the normal pulse wave velocity PWV_{no} can estimate the grade of advance to arteriosclerosis.

[52] Drawing 13 is a flow chart for explaining still more concretely the control operation of the arithmetic sequence unit 28 shown in the functional block diagram of drawing 11. It is only differing in that replace the flow chart of drawing 13 with SA12 and SA13 of the flow chart of drawing 8 of the above-mentioned example, and SA14 corresponding to the comparison display means 102 is formed.

[53] In the SA14, as the normal pulse wave velocity PWV_{no} computed with the above SA 11 and the real pulse wave velocity PWV_{ac} computed with the above SA 7 show drawing 12, it is simultaneously displayed on the single dimension graph of a drop 74.

[54] According to this example, according to this example as mentioned above, by the normal pulse-wave-velocity information calculation means 90 (SA11) Actual lowest-blood-pressure value BPDIA measured by a living body's actual age A and blood-pressure-measurement means 80 (SA10) By being substituted for the aforementioned formula 2 when a living body is normal, they are the age A and its lowest-blood-pressure value BPDIA. The normal pulse wave velocity PWV_{no} which can be set is computed. by the real pulse-wave-velocity information calculation means 88 (SA7) the real pulse wave velocity PWV_{ac} is computed based on the actually measured pulse wave, and the normal pulse wave velocity PWV_{no} and real pulse wave velocity PWV_{ac} are displayed by the comparison display means 102 (SA14) possible [comparison] on a single dimension graph. The real pulse wave velocity PWV_{ac} computed by the real pulse-wave-velocity information calculation means 88 (SA7) based on the actually measured pulse wave Since it becomes the value which is separated from the normal pulse wave velocity PWV_{no} computed by the normal pulse-wave-velocity information calculation means 90 (SA11) so that arteriosclerosis is progressing about the living body Even if it is those who do not get used by displaying the normal pulse wave velocity PWV_{no} and the real pulse wave velocity PWV_{ac} on a single dimension graph possible [comparison], arteriosclerosis can be evaluated easily.

[55] As mentioned above, although one example of this invention was explained in detail based on the drawing, this invention is applied also in other modes.

[56] For example, although the pressure pulse wave sensor 52 which presses a living body's neck 36 as a 2nd heartbeat synchronization-voltage sensor, and detects a carotid pulse wave was used in the above-mentioned example, a form with which parts other than neck 36 are equipped and which presses the part is sufficient as the pressure pulse wave sensor 52. For example, the pressure pulse wave sensor of form with which a wrist and a femoral region are equipped may be used. Moreover, the impedance pulse wave detection equipment which detects impedance change through the electrode with which the photoelectrical pulse wave sensor used, other the sensor for pulse detection, for

example, object etc., other than the above-mentioned pressure pulse wave sensor 52 etc., the photoelectrical pulse wave detection probe for oxymeters, and the finger were equipped, the pressure pulse wave sensor of form of detecting change of the pressure in the tourniquet with which a living body's predetermined part (for example, overarm) is equipped, etc. may be used.

057] Moreover, although the heart sound microphone 30 was used as a 1st heartbeat synchronization-voltage sensor in the above-mentioned example If the electrocardio guide which detects an electrocardio guidance wave through two or more electrodes with which a living body is equipped may be used as a 1st heartbeat synchronization-voltage sensor and an upstream part is equipped with it rather than the aforementioned 2nd heartbeat synchronization-voltage sensor The various sensors illustrated as sensor equipment which can be used as the 2nd heartbeat synchronization-voltage sensor may be used as a 1st heartbeat synchronization-voltage sensor.

058] Moreover, in drawing 8 of the above-mentioned example, and the flow chart of drawing 13 , in SA7 corresponding to the real pulse-wave-velocity information calculation means 88, and SA11 corresponding to the normal pulse-wave-velocity information calculation means 90, although the real pulse wave velocity PWVac and the normal pulse wave propagation time PWVno were computed, the real pulse wave propagation time DTac and the normal pulse wave propagation time DTno may be computed by replacing with these real pulse wave velocity PWVac and the normal pulse wave propagation time PWVno.

059] In addition, in addition to this in the range in which this invention does not deviate from the main point, various change may be added.

Translation done.]

NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

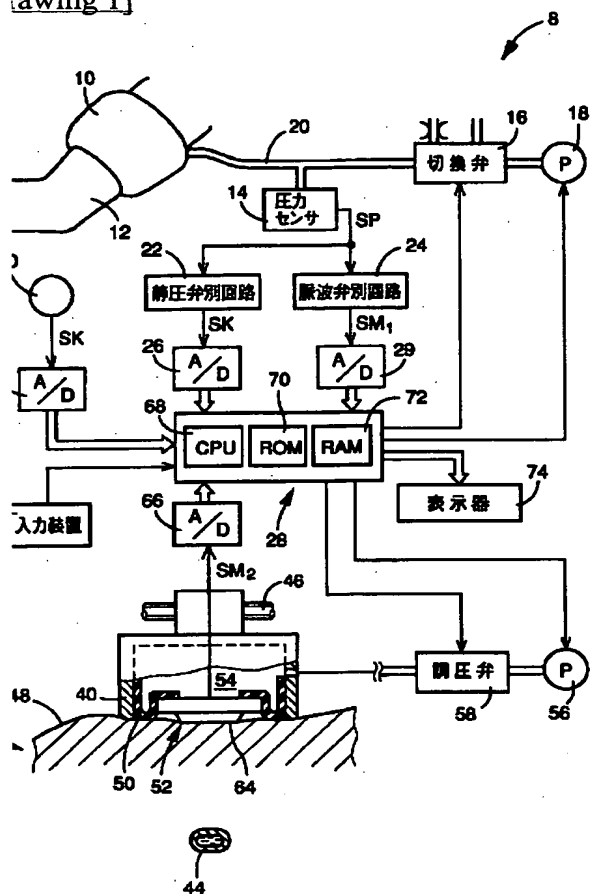
This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

*** shows the word which can not be translated.

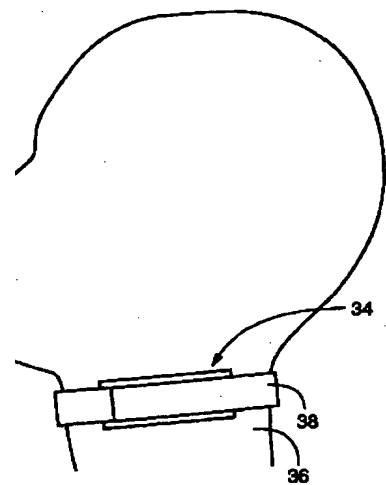
In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

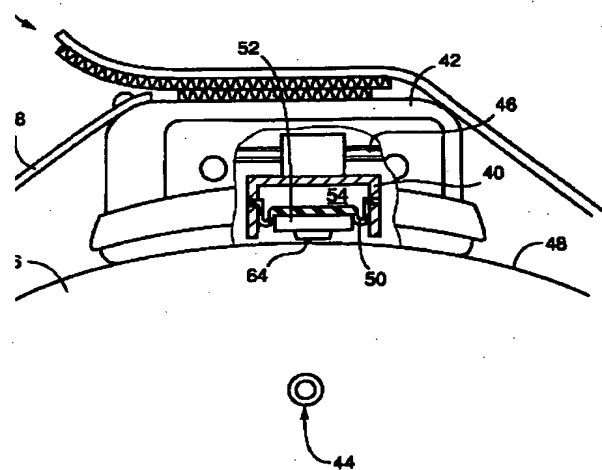
Drawing 1]



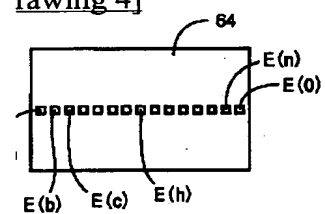
Drawing 2]



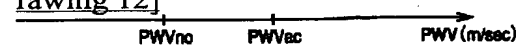
rawing 3]



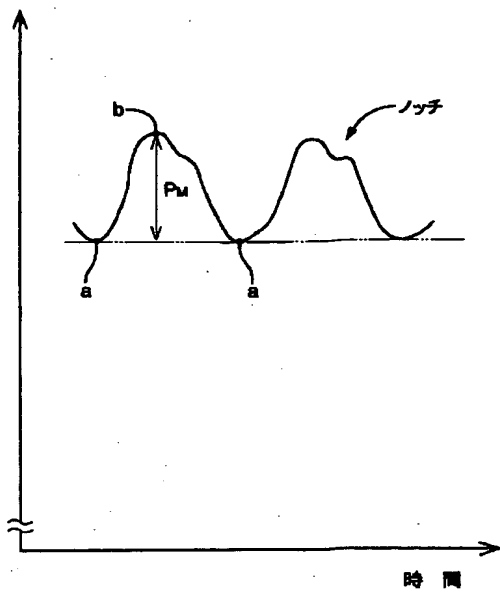
rawing 4]



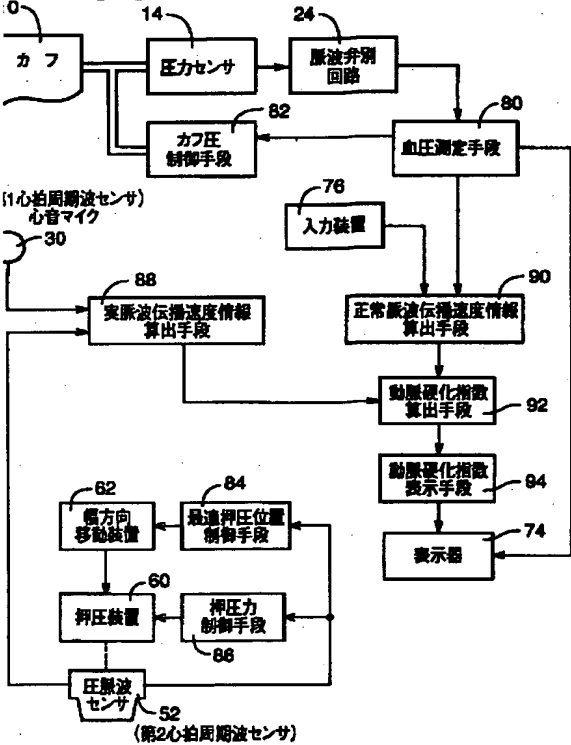
rawing 12]



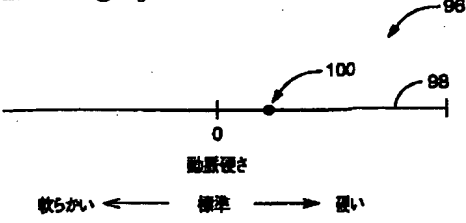
rawing 5]



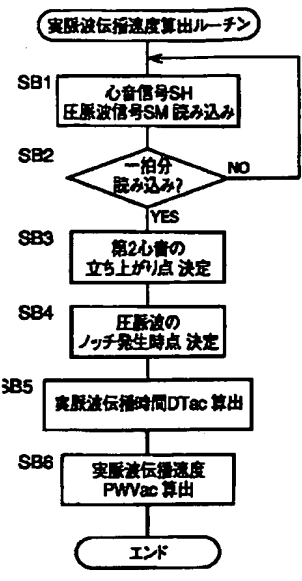
Drawing 6]



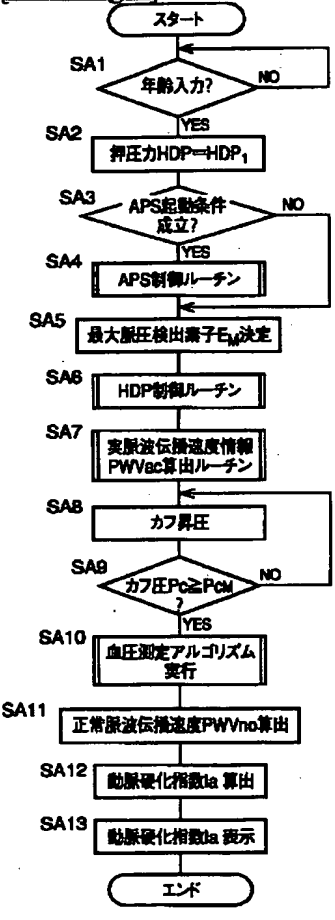
Drawing 7]



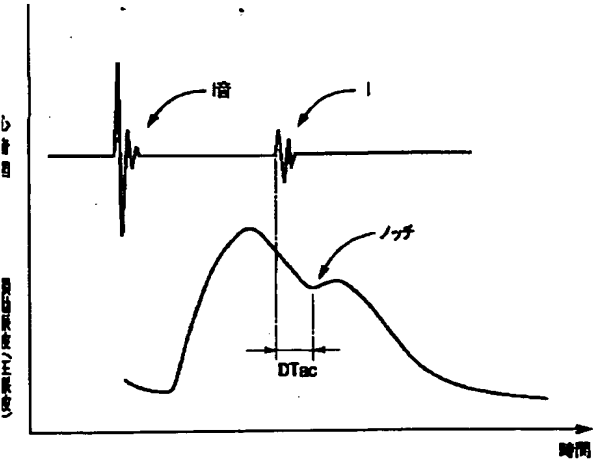
Drawing 9]



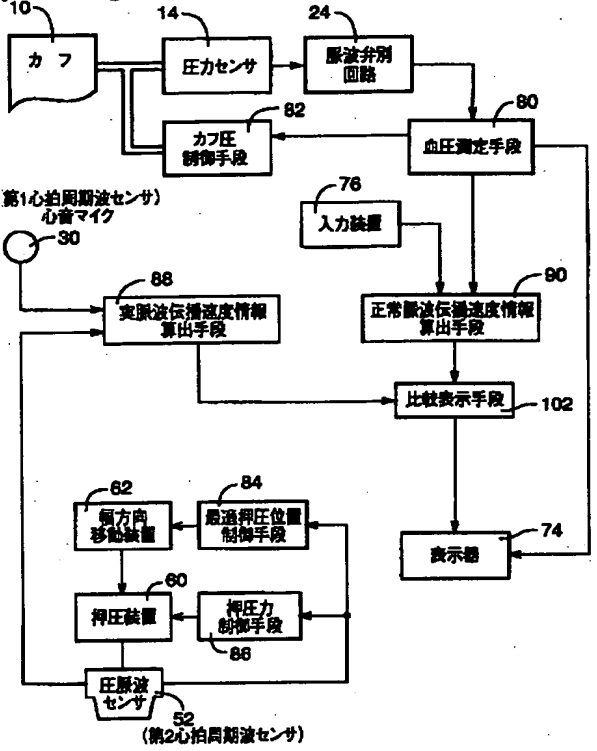
[Drawing 8]



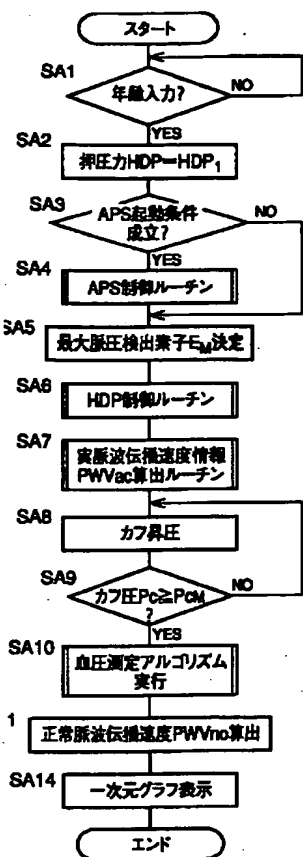
[Drawing 10]



[Drawing 11]



[Drawing 13]



ranslation done.]